

Desarrollo de modelo preoperatorio basado en el remodelado
auricular anatomo-eléctrico para la predicción del éxito de la
ablación quirúrgica concomitante de la fibrilación auricular crónica

AUTOR: Elio Martín Gutiérrez

DIRECTORES: Fernando Hornero Sos
José Joaquín Rieta Ibáñez

Valencia, 28 de enero de 2014

TESIS DOCTORAL

PROGRAMA DE DOCTORADO: CIRURGÍA Y LES SEUES ESPECIALITATS

Departamento de Cirugía

Universidad de Valencia



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

A todos los que, con su afecto, apoyo y ciencia, han hecho posible que este trabajo vea la luz y nos acerque a ayudar cada día mejor a nuestros pacientes.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. Marco Teórico	11
1.1 Introducción.....	13
1.2 Anatomía auricular aplicada a la ablación quirúrgica de la fibrilación auricular.....	15
1.2.1 Aurícula derecha.....	15
1.2.2 Aurícula izquierda.....	23
1.2.3 Vías de conducción inter e intraauriculares.....	28
1.2.4 Sistema nervioso vegetativo auricular.....	30
1.2.5 Estructuras extracardiacas vulnerables.....	33
1.3 Electrofisiología de la fibrilación auricular.....	37
1.3.1 Espectro electrofisiopatológico.....	37
1.3.2 Bases electrofisiológicas de los mecanismos implicados en la FA.....	37
1.3.3 Fibrilación auricular.....	47
1.4 Remodelado auricular anatómo-eléctrico.....	55
1.4.1 Introducción.....	55
1.4.2 Cambios en las propiedades eléctricas del miocardio auricular.....	55
1.4.3 Cambios biológicos del miocardio auricular.....	56
1.4.4 Cambios estructurales del miocardio auricular.....	57
1.4.5 El remodelado auricular en la enfermedad valvular reumática.....	57
1.4.6 Masa crítica y remodelado auricular.....	58
1.4.7 Valoración clínica del remodelado auricular.....	61

1.5 Ablación quirúrgica de fibrilación auricular.....	65
1.5.1 Introducción.....	65
1.5.2 Breve revisión histórica.....	65
1.5.3 Indicaciones, contraindicaciones y recomendaciones.....	75
1.5.4 Fuentes de energía.....	85
1.5.5 Procedimientos actuales de ablación.....	94
1.5.5.1 Técnicas de ablación.....	94
1.5.5.2 Abordajes quirúrgicos para ablación.....	103
1.5.5.3 Patrones actuales de ablación.....	108
1.5.5.4 Procedimientos asociados.....	122
1.5.6 Complicaciones.....	127
1.5.7 Resultados.....	135
1.5.7.1 Patrones completos Maze III y IV.....	135
1.5.7.2 Patrones incompletos de aurícula izquierda.....	137
1.5.7.3 Ablación mínimamente invasiva.....	138
1.5.7.4 Fuentes de energía.....	139
1.5.7.5 Clínicos.....	143
1.5.8 Recurrencia postablación.....	145
1.5.8.1 Seguimiento del ritmo.....	145
1.5.8.2 Niveles de seguimiento.....	147
1.5.8.3 Mecanismos electrofisiológicos de la recurrencia.....	147
1.5.8.4 Causas de recurrencia.....	149

1.6 Registro y análisis de señal electrocardiográfica auricular en la FA.....	159
1.6.1 Electrocardiograma de superficie (ECG).....	159
1.6.1.1 Derivaciones del electrocardiograma estándar.....	159
1.6.1.2 Derivaciones adicionales.....	163
1.6.1.3 Planos ortogonales del electrocardiograma.....	167
1.6.1.4 Génesis del electrocardiograma. El vector cardiaco.....	167
1.6.1.5 Actividad auricular en el registro de electrocardiograma.....	170
1.6.1.6 El auriculograma epicárdico.....	173
1.6.2 Análisis del registro electrocardiográfico de actividad auricular.....	176
1.6.2.1 Introducción.....	176
1.6.2.2 Preprocesado.....	179
1.6.2.3 Aislamiento de la Actividad Auricular (AA).....	180
1.6.2.4 Obtención de la Onda Auricular Principal (MAW).....	182
1.6.2.5 Obtención de la Frecuencia Auricular Dominante (DAF).....	182
1.6.2.6 Obtención de la Entropía Muestral (SampEn).....	184
1.6.2.7 Otros parámetros electrocardiográficos.....	186
1.6.2.8 Limitaciones en el proceso de registro.....	188
2. Metodología.....	189
2.1 Justificación.....	191
2.2 Hipótesis.....	193
2.3 Objetivos.....	193
2.4 Descripción de la población.....	194

2.5 Descripción de la muestra.....	194
2.6 Selección de la muestra.....	194
2.6.1 Criterios de inclusión.....	194
2.6.2 Criterios de exclusión.....	196
2.7 Descripción de los instrumentos.....	196
2.7.1 Sistema de registro de ECG de superficie.....	196
2.7.2 Programa de análisis de señal ECG.....	197
2.8 Protocolo de estudio.....	198
2.9 Análisis de la señal ECG.....	201
2.10 Análisis matemático-estadístico.....	202
2.10.1 Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables.....	202
2.10.2 Definición de grupos de estudio.....	211
2.10.3 Contraste de hipótesis: análisis univariante.....	211
2.10.4 Modelo multivariante de regresión logística.....	212
2.10.5 Elaboración de <i>score</i> preoperatorio.....	212
2.10.6 Estudio del remodelado auricular.....	213
3. Resultados.....	217
3.1 Introducción.....	219
3.2 Características de la muestra de estudio.....	219
3.3 Análisis para desarrollo de modelo predictivo de éxito técnico postablación.....	227
3.3.1 Definición de puntos de corte de las variables cuantitativas.....	227

3.3.2 Análisis univariante respecto del resultado postablación al cierre del seguimiento.....	234
3.3.2.1 Resultados globales postablación y seguimiento.....	234
3.3.2.2 Análisis univariante.....	234
3.3.3 Análisis multivariante respecto del resultado postablación al cierre del seguimiento.....	245
3.3.4 Desarrollo de <i>score</i> clínico-electrocardiográfico predictivo del resultado postablación al cierre del seguimiento.....	246
3.4 Estudio del remodelado auricular.....	247
3.4.1 Correlación lineal entre variables relacionadas con el remodelado anatomo-eléctrico.....	248
3.4.1.1 Remodelado auricular anatómico frente al tiempo de evolución y la edad.....	251
3.4.1.2 Remodelado auricular eléctrico frente al tiempo de evolución y la edad.....	251
3.4.1.3 Remodelado auricular anatomo-eléctrico en grados progresivos.....	252
3.4.2 Análisis de los factores clínicos asociados a la progresión del remodelado auricular anatomo-eléctrico.....	254
3.4.2.1 Factores clínicos relacionados con el remodelado auricular anatómico.....	254
3.4.2.2 Factores clínicos relacionados con el remodelado auricular eléctrico.....	255
3.4.3 Capacidad predictiva de los pares de variables anatomo-clínicas y electrocardiográficas.....	256
3.5 Validación de los <i>scores</i> clínico-electrocardiográficos por el análisis del remodelado auricular.....	262
3.5.1 S ₂ DAY <i>score</i>	263

3.5.2 DAY score.....	265
4. Discusión.....	269
4.1 Introducción.....	271
4.2 Resultados de la ablación quirúrgica actual en el tratamiento de la FA.....	273
4.3 Parámetros y modelos predictivos del resultado de la ablación quirúrgica de la FA.	280
4.4 Análisis del remodelado auricular.....	281
4.5 Limitaciones del estudio.....	284
5. Conclusiones.....	287
6. Bibliografía.....	291
7. Apéndices.....	311
7.1 Apéndice I: Listado de abreviaturas.....	313
7.2 Apéndice II: Índice de tablas.....	317
7.3 Apéndice III: Índice de figuras.....	317
7.4 Apéndice IV: Índice de esquemas.....	321
7.5 Apéndice V: Índice de gráficos.....	325
7.6 Apéndice VI: Hoja de recogida de datos.....	327
7.7 Actividad científica relacionada con la línea de investigación.....	329



MARCO TEÓRICO

1. MARCO TEÓRICO

1.1 INTRODUCCIÓN

La ablación quirúrgica de las arritmias cardíacas y más en concreto de la fibrilación auricular (FA), constituye uno de los campos de estudio y trabajo, tanto desde el punto de vista de la clínica como de la ciencia experimental, más apasionantes de la Cirugía Cardíaca. Habiendo conocido los albores de lo que es hoy la ablación quirúrgica moderna hacia principios de los años noventa, constituye uno de los procedimientos técnicos más jóvenes en el armamentario terapéutico del cirujano cardíaco. El papel de este conjunto de técnicas es reseñable en diferentes aspectos:

- Constituye la esfera técnica, dentro de la Cirugía Cardíaca, más moderna incorporada hasta la actualidad. Aunque campos como la reparación valvular, los implantes transcatéter o la cirugía mínimamente invasiva han adquirido notable relevancia en la actualidad, suponiendo una modernización e incorporación de tecnología a los procedimientos quirúrgicos habituales, no hacen sino basarse en principios y procedimientos ya descritos para Cirugía Cardíaca o especialidades paralelas como la Cardiología o la Radiología Intervencionista, en aras de conseguir el mismo fin por medios análogos.

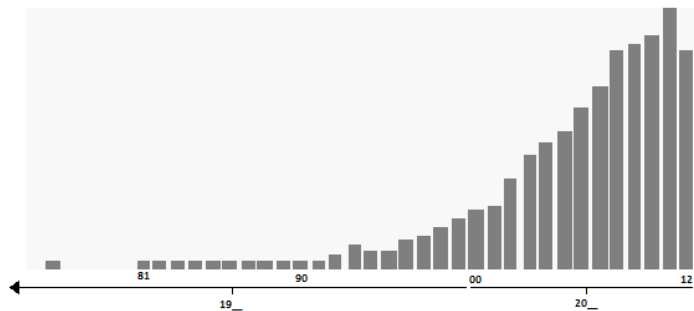


Gráfico 1. Resultados por año de citas de *atrial fibrillation ablation*: noviembre 2012: 604, 2011: 732, 2010: 652, 2009: 632, 2008: 608, 2007: 504, 2006: 454, 2005: 391, 2004: 360, 2003: 317, 2002: 259, 2001: 179, 200: 167. Fuente: PubMed.gov.

- Con el *state-of-art*¹ actual, la ablación quirúrgica de la FA constituye una alternativa terapéutica válida para el tratamiento con importantes implicaciones en el pronóstico durante el seguimiento postoperatorio del paciente a medio y largo plazo. Asimismo,

es un campo con producción científica progresivamente creciente (ver Gráfico 1.) y con demanda de nueva investigación a la vista de la ausencia de estudios prospectivos aleatorizados^{1,2} sobre diferentes aspectos de su práctica clínica (técnicos, manejo farmacológico postoperatorio) como de su comparación con otras alternativas terapéuticas (médica, intervencionista).

- El diseño de los patrones de ablación para múltiples tipos de arritmia fue llevado a cabo inicialmente por cirujanos antes de desarrollarse la tecnología necesaria para su reproducción percutánea. Muchas de las experiencias atesoradas contribuyeron, ya no sólo a conocer mejor la estrategia de tratamiento a seguir sino a meramente poder explicar los mecanismos electrofisiológicos subyacentes a múltiples tipos de arritmias en base a su respuesta/modificación tras la aplicación de patrones lesionales diferentes. Aunque actualmente la práctica totalidad de la ablación quirúrgica ha quedado relegada al manejo intervencionista, la FA, en particular la crónica secundaria asociada a cardiopatía estructural, permanece como un último bastión donde el planteamiento quirúrgico concomitante tiene aún y tendrá un papel consolidado.

- La ablación de la fibrilación auricular ha contribuido a la incorporación de la tecnología de una forma decisiva al quirófano de cirugía cardíaca, por medio del desarrollo de dispositivos basados en fuentes de energía. Este hecho ha sido promovido gracias a la inversión de la industria biotecnológica que ha contribuido a la rápida expansión de la técnica. Asimismo, la inversión ha contribuido a impulsar el conocimiento en múltiples campos, conectando la experimentación básica con la clínica en lo que hoy se conoce con investigación traslacional³.

El trabajo a continuación tratará de profundizar en todos los aspectos implicados en torno al tratamiento quirúrgico de la FA, aproximándose a la misma de forma progresiva desde el conocimiento básico hasta las controversias más recientes. Valga el 1. *Marco Teórico* no sólo como introducción al consiguiente Trabajo de Investigación sino como compendio de conocimiento sobre la ablación quirúrgica de la FA, analizada desde ángulos tan variados como su anatomía quirúrgica; sus antecedentes históricos; su electrofisiología, registro y análisis; para finalmente abordar la práctica clínica cotidiana, sirviendo como obra sin analogía en la literatura publicada.

1.2 ANATOMÍA AURICULAR APLICADA A LA ABLACIÓN QUIRÚRGICA DE LA FIBRILACIÓN AURICULAR

El adecuado conocimiento de la anatomía auricular es de vital importancia en la comprensión de los patrones de ablación de FA, tanto en lo que respecta a la técnica quirúrgica para llevarlos a cabo, la compartimentación auricular resultante de ellos, así como el reconocimiento de los sustratos estructurales que justifican⁴:

- 1) ciertos mecanismos de la arritmia diana de la ablación
- 2) aquellos elementos anatómicos adyacentes cuya lesión debe evitarse a fin de no añadir morbilidad en forma de complicaciones al procedimiento
- 3) terceros que se comportan como factores adversos y pueden comprometer el éxito de la técnica aplicada

Aurícula derecha (ver Figura 1.)

Cámara que recibe la desembocadura venosa sistémica y coronaria sistematizándose en 6 paredes⁵:

- **Externa o lateral:** de aspecto rugoso, constituida por repliegues musculares de segundo y tercer orden llamados músculos pectíneos.
- **Interna:** formada por el septum interauricular. Aproximadamente en el centro del mismo destaca una zona adelgazada, la fosa oval, limitada por arriba y anterior por un reborde saliente arqueado conocido como anillo de Vieussens. Constituye el vestigio embriológico de la fusión de los septum primum y secundum cerrando el agujero de Botal e histológicamente está formado por tejido conjuntivo ("cicatriz" fisiológica) por lo que tiene funciones inertes en lo que respecta a la conducción eléctrica.
- **Superior o techo:** recibe en su pared posterior el orificio de desembocadura de la vena cava superior.
- **Inferior o suelo:** donde se vuelve lisa conformando el vestíbulo de desembocadura a la válvula tricúspide y recibe en su parte posterior los orificios de drenaje de:

- Vena cava inferior: flanqueado por la válvula de Eustaquio en su desembocadura, repliegue subendocárdico-intimal fibroso que cubre parte del área del vaso, cóncavo hacia el lumen, y que se continúa hacia la base auricular mediante la cresta de Eustaquio. El grado de desarrollo de esta estructura difiere según especímenes siendo en algunos de ellos una cresta muscular mientras que en otros un mero tracto fibroso continuación de la válvula.
- Seno coronario: flanqueado por la válvula de Tebesio como fino repliegue semilunar endocárdico en la porción postero-septal del orificio.
- **Anterior**: compuesta en su parte inferior por los repliegues membranosos que cierran el vestíbulo de la válvula tricúspide. A en su porción superior y externa, se observa el orificio de comunicación con el apéndice auricular derecho. El interior de la orejuela derecha tiene una conformación de fondo de saco con base ancha y un interior trabeculado, irregular, tabicado por músculos pectíneos de tercer orden.
- **Posterior**: se sitúa entre las desembocaduras de ambas venas cavas y tiene una superficie interior lisa. Junto con las paredes anterior y lateral presenta la desembocadura de las venas de Tebesio, drenaje venoso coronario propio de las cavidades derechas.

Desde el punto de vista electrofisiológico, conviene destacar asimismo otras estructuras halladas en esta cámara:

- Istmo cavo-tricuspídeo⁶: espacio aproximadamente cuadrangular situado en el suelo de la aurícula derecha delimitado entre la desembocadura de la vena cava inferior, la cresta de Eustaquio, el velo septal de la válvula tricúspide y el ostium del seno coronario. Forma parte del circuito de macrorrentada del flutter auricular común y constituye la principal diana para su ablación. Histológicamente está formado por 3 zonas:
 - **Membranosa o paraseptal (medial)**: cercano al seno coronario, marca la base del triángulo de Koch.
 - **Central o trabecular (inferior)**: a través de cuyo espesor accede la arteria del nodo aurículo-ventricular (NAV).

- **Vestibular (infero-lateral):** en contigüidad con el anillo tricuspídeo, hacia la cual se prolongan las fibras musculares del istmo central, entrecruzándose en un patrón más arremolinado responsable de una conducción eléctrica enlentecida. Esta área es la principal responsable de la perpetuación del circuito de macrorrentrada y la que presenta menor espesor por lo que incrementa la probabilidad de conseguir transmuralidad en la aplicación de energía⁷. Asimismo constituye la zona de mayor seguridad al quedar alejada de las estructuras que podrían quedar dañadas al realizarse la ablación: NAV, arteria coronaria derecha y arteria del NAV, que están en relación con las dos anteriores zonas.

Destaca una cierta variabilidad entre especímenes en cuanto a la morfología de la pared infero-posterior donde queda alojado el istmo cavo-tricuspídeo. Así, contenido en él, particularmente en la porción central, se halla una depresión conocida con receso posterior o subtebesiano o seno de Keith⁸. Este embolsamiento puede causar dificultad en el contacto sonda/cáteter-tejido y comprometer la transmuralidad de la línea de ablación a dicho nivel.

- **Triángulo de Koch**⁴: situado superior y septal al istmo cavo-tricuspídeo, queda delimitando un área triangular de:

- **Borde posterior:** el tendón de Todaro, fascículo fibroso subendocárdico que corre por el interior de la cresta de Eustaquio y sirve de anclaje a la válvula homónima al septum membranoso en el cuerpo fibroso central.
- **Borde anterior:** formado por el anillo del velo septal de la válvula tricúspide.
- **Base o istmo septal:** línea imaginaria que lo separa del istmo paraseptal que pasa por el borde posterior del orificio del seno coronario y se continúa a través del vestíbulo hasta la intersección con el anillo de la válvula tricúspide. Esta área es la elegida para realizar la ablación de la vía lenta en las taquicardias de reentrada intranodal.

El término *triángulo de Koch*, sin embargo, debe utilizarse con precaución puesto que, estudios histológicos de corazones anatómicamente normales de especímenes adultos demuestran que el tendón de Todaro, que conforma uno de los lados del triángulo, es

inconstante en aproximadamente dos terceras partes de los casos, por lo que la figura geométrica no quedaría cerrada⁹.

El cuerpo fibroso central se encuentra en relación con su vértice localizándose en el interior del triángulo, cerca del mismo, el nodo AV⁴.

- **Cresta terminal**^{4,10}: barrera anatómica y funcional a la conducción eléctrica que forma parte del circuito del flutter común. Se encuentra conformada por un relieve de engrosamiento endocárdico debido a un fascículo muscular pectíneo subyacente. Tiene su origen rodeando anterior y septal a la desembocadura de la vena cava superior, en relación al origen de haz de Bachmann, para transcurrir por la cara lateral de la aurícula derecha hasta la desembocadura de la vena cava inferior. Separa las paredes anterior (rugosa) y posterior (lisa) derivadas de orígenes embriológicos diferentes.

- **Nodo sinusal o de Keith-Flack (NS)**^{4,11-13}: localizado en el área sino-atrial, ángulo antero-externo entre la desembocadura de la vena cava superior y la pared de la aurícula derecha. Tiene una morfología de arco o semiluna siguiendo un curso paralelo a la cresta terminal pero con menor longitud, hasta aproximadamente un tercio o la mitad de la misma. Este acúmulo de células musculares cardionectoras se organiza en torno a una arteria del NS que puede situarse centrada o excéntrica y que en el 29% de los especímenes se ramifica dentro del propio nodo, teniendo un efecto protector frente a su potencial lesión accidental durante la ablación. El NS ocupa una posición variable en el espesor auricular a lo largo de su recorrido, de tal forma que es subepicárdico en su porción superior a 0.3 ± 0.1 mm de la superficie, haciéndose progresivamente intramural y subendocárdico en su prolongación inferior. En un 10% de los individuos, el nodo no se prolonga hacia la vena cava inferior sino que forma a modo de una herradura alrededor de la parte anterior del orificio de la vena cava superior. El cuerpo del nodo sinusal emite de una a 10 extensiones de entre 0.2 a 2 mm de espesor, que se dirigen hacia el miocardio de trabajo de la cresta terminal (51% de los especímenes), epicardio (64%) y vena cava superior (25%).

Histología: Las células que integran el nodo sinusal⁹ se dividen en células nodales, células transicionales y miocitos auriculares.

- 1) Las células nodales, también llamadas *células P* porque se cree que son el origen del impulso eléctrico sinusal normal, son de pequeño tamaño (5 a 10 μm), de forma ovoide y de aspecto primitivo, con relativamente pocos orgánulos, mitocondrias y miofibrillas. Se agrupan en racimos alargados situados en la parte central del nódulo sinusal. No tienen sistema de túbulos transversos y, al parecer, el contacto entre unas y otras tiene lugar a través de uniones directas.
- 2) Las células transicionales, denominadas también *células T*, son alargadas con tamaño y complejidad intermedias entre las células nodales y los miocitos auriculares. La unión de las células T con las nodales se hace a través de conexiones intercelulares simples, mientras que entre aquellas y los miocitos auriculares existen discos intercalares (*gap junctions*) más desarrollados. Puesto que las células nodales solamente se unen entre sí o con las células T, quizás estas últimas sean la única vía funcional de distribución del impulso eléctrico originado en las células del nodo sinusal al resto del miocardio auricular.
- 3) Miocitos auriculares: estas células se extienden en forma de penínsulas en los bordes del nodo sinusal, con zonas de solapamiento con las anteriores cardionectoras, siendo más abundantes en la superficie nodal que linda con la cresta terminal.

Inervación^{9,14,15}: El nodo sinusal está ricamente innervado por terminaciones nerviosas postganglionares adrenérgicas y colinérgicas. La mayoría de las fibras vagales eferentes a la aurícula parecen dirigirse primero a una almohadilla grasa localizada entre la porción superior y medial de la aurícula derecha y la arteria pulmonar derecha; las fibras se dirigen luego a otras almohadillas grasas situadas en las uniones de la vena cava inferior y la aurícula derecha, y entre la vena pulmonar superior derecha y la aurícula izquierda. De aquí parten fibras vagales que se distribuyen por ambas aurículas accediendo a los nodos sinusal y NAV.

Vascularización^{9,16,17}: La arteria que irriga al nodo sinusal es rama en el 55-60% de los casos de la arteria coronaria derecha y en 40-45% restante de la arteria coronaria circunfleja. Esta arteria accede al nodo en el sentido de las agujas del

reloj o en el contrario, rodeando la unión entre la vena cava superior y la aurícula derecha.

- Nodo aurículo-ventricular o de Aschoff-Tawara (NAV)¹¹: estructura auricular, situada en el interior del triángulo de Koch, que se continúa con el haz de His al introducirse en el septum membranoso. Recibe la conducción del estímulo fisiológico generado en el NS a través del miocardio auricular, funcionando como vías preferenciales la cresta terminal y el septum interauricular. Histológicamente^{9,13} consta de dos porciones: compacta y de células transicionales. La primera posee una forma semioval apoyada sobre el cuerpo fibroso central. En las secciones próximas a la base del triángulo de Koch, el nodo compacto se divide en 2 dos prolongaciones (alfa y beta) entre las que se sitúa la arteria que lo irriga.

Histología: La celularidad del NAV conforma la continuidad aurículo-ventricular del sistema de conducción y puede sistematizarse en varias regiones que se corresponden con estirpes celulares características: zona de las células transicionales o zona periférica del NAV, porción compacta del NAV y la parte penetrante que inicia el haz de His.

- 1) **Zona transicional:** sus células se localizan en grupos situados en las partes posteriores superficial y profunda. Desde el punto de vista histológico, las células transicionales poseen un tamaño intermedio entre las del nodo compacto y los miocitos auriculares de trabajo. Están rodeadas de mayor cantidad de tejido conectivo sin que queden aisladas del miocardio circundante. De esta forma, pueden recoger el estímulo eléctrico de las paredes auriculares y transmitirlo, con el conveniente retraso de conducción para adecuar la sístole auricular a la telediástole ventricular, al nodo compacto. Algunas de estas fibras pasan del tracto internodal posterior a la parte distal del NAV, llegando a conformar incluso el haz de His, pudiendo así ser el sustrato anatómico de la conducción AV acelerada. Asimismo, esta es probablemente el área que permite la protección frente a una descarga auricular rápida en caso de desarrollo de FA de novo así como la que, en mayor medida, sufre fenómenos de remodelado anatómico-eléctrico más marcados para determinar una conducción aurículo-ventricular con mayor refractariedad, como ocurre en la FA crónica.

2) Porción compacta: es una estructura superficial situada inmediatamente debajo del endocardio de la aurícula derecha. Formada por un acúmulo de células de pequeño tamaño con disposición en semióvalo, contacta en su base con dos vías de conducción preferencial que le dan forma de punta de flecha¹⁸⁻²². Establece contacto con las células transicionales y se continúa con la celularidad que inicia el haz de His.

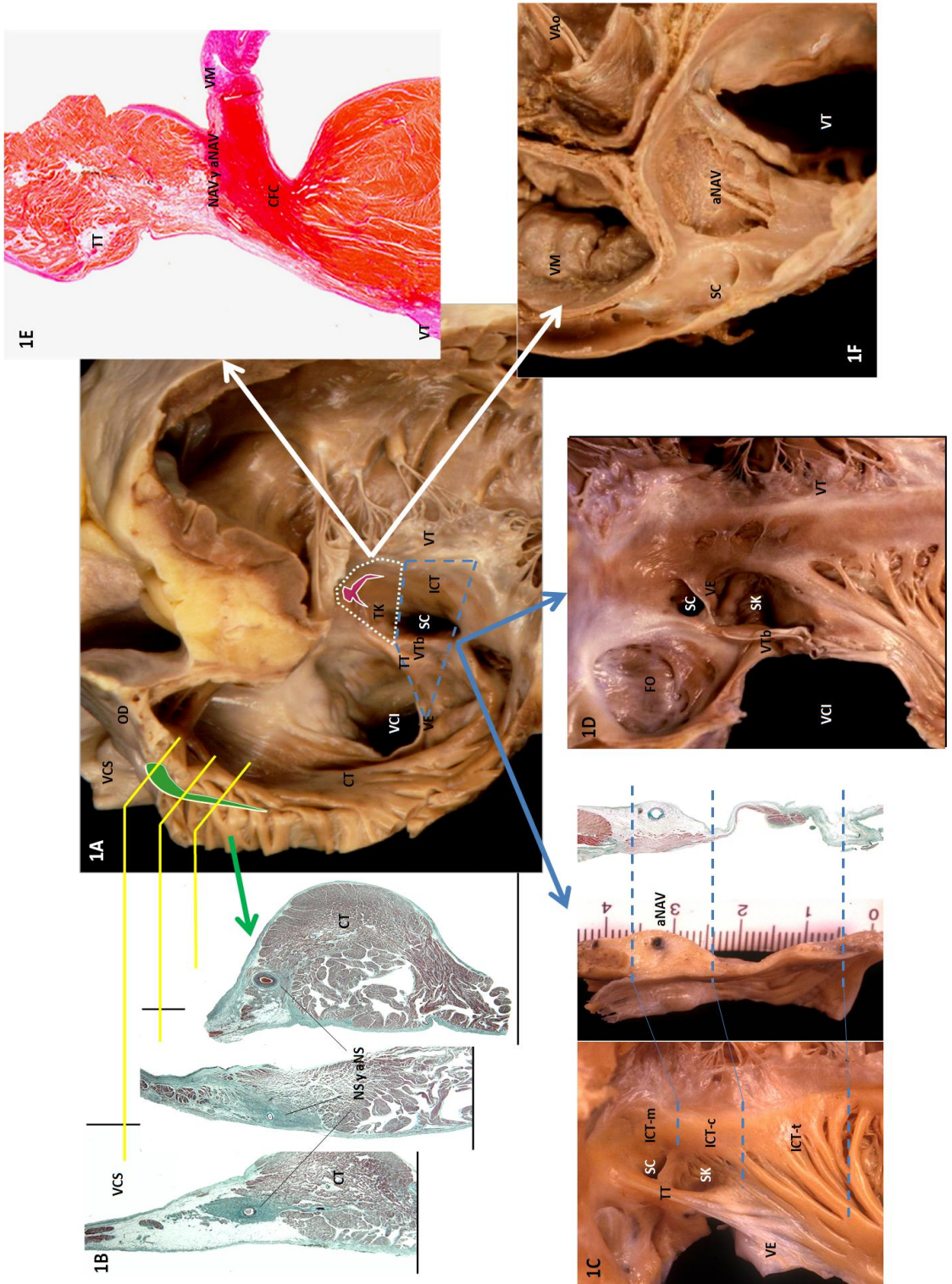
Inervación⁹: ídem de la descrita para el NS.

Vascularización⁹: En el 85-90% de los corazones de especímenes humanos, el aporte arterial al NAV procede de una rama de la arteria coronaria derecha que se origina en la intersección posterior de los surcos interventricular y aurículo-ventricular (crus cordis). En el 10-15% restante, la arteria del NAV es rama de la arteria coronaria circunfleja. Esta arteria accede al NAV desde el istmo cavo-tricuspidé entre las dos prolongaciones citadas de la porción compacta.

Figura 1. Detalles anatómicos de aurícula derecha. 1A: visión general. 1B: cortes histológicos transversales de la región sinoatrial. 1C: cortes histológicos del istmo cavo-tricuspidé. 1D: detalle del seno de Keith. 1F: detalle de la arteria del NAV. 1E: corte histológico del triángulo de Koch y cuerpo fibroso central (Modificado de Sánchez Quintana).

VCS: vena cava superior, CT: cresta terminal, NS: nodo sinusal, aNS: arteria del nodo sinusal, OD: orejuela derecha, VCI: vena cava inferior, TT: tendón de Todaro, VE: válvula de Eustaquio, VTb: válvula de Tebesio, SC: seno coronario, TK: triángulo de Koch, ICT: istmo cavo-tricuspidé, VT: válvula tricúspide, NAV: nódulo aurículo-ventricular, aNAV: arteria del NAV, CFC: cuerpo fibroso central, VM: válvula mitral, SK: seno de Keith, ICT-m: porción membranosa del ICT, ICT-c: porción central del ICT, ICT-t: porción trabecular del ICT, FO: fosa oval.

1.2 ANATOMÍA AURICULAR APLICADA A LA ABLACIÓN QUIRÚRGICA DE LA FIBRILACIÓN AURICULAR



Aurícula izquierda (ver Figura 2.)

De aspecto más liso en su interior en comparación con su homónima, queda sistematizada en 6 paredes⁵:

- **Externa:** se extiende hasta la base del apéndice auricular izquierdo. La orejuela izquierda se abre en la confluencia de las paredes lateral y anterior, en proximidad a los ostia de las venas pulmonares superior e inferior izquierdas. Tiene una morfología de fondo de saco con base de implantación más estrecha que la de su homónima y recorrido más tubular. No obstante, consecuencia de fenómenos de remodelado anatómico que conducen a la dilatación de la cámara, su base de implantación se amplía pasando de una disposición oval en sentido céfalo-caudal a más redondeada. Dadas su característica morfología en fondo de saco, tiene propiedades trombogénicas en la FA para el desarrollo de potenciales émbolos intracamerales. Existen diferentes morfologías descritas con diferente incidencia de embolismo sistémico (*cactus*, *chicken wing*, *windsock* y *cauliflower*)²³. El apéndice auricular izquierdo presenta irregularidades en su interior a modo de músculos pectíneos de tercer orden que pueden extenderse de manera variable fuera del apéndice por las caras adyacentes, particularmente hacia una trabécula muscular que la separa de las venas pulmonares izquierdas. La cresta lateral izquierda²⁴ es en realidad un reborde endocárdico de la pared lateral de la aurícula izquierda que se relaciona epicárdicamente con la vena oblicua/ligamento de Marshall. Este reborde se muestra como un engrosamiento endocárdico que se extiende desde el margen superior y anterior de la vena pulmonar superior izquierda, y se dirige hacia postero-inferior, alcanzando el orificio de la vena pulmonar inferior izquierda. Esta cresta es más ancha a nivel de la vena pulmonar inferior izquierda, pero posee un espesor de miocardio mayor a nivel de la vena pulmonar superior izquierda (2.8 ± 1.1 vs 1.7 ± 0.8 mm). Además, en el epicardio y miocardio de la cresta existe una mayor densidad de ganglios y nervios vegetativos. Esta proporción de estructuras vegetativas es mayor en el orificio de la vena pulmonar superior izquierda que la inferior. La cresta lateral es la estructura anatómica que constituye la discontinuidad estructural más importante en la aurícula izquierda, con las implicaciones que conlleva al comprometer el contacto catéter-tejido para conseguir transmuralidad durante el aislamiento de las venas pulmonares. Recientemente, ha sido descrita la arteria de la cresta lateral, rama dependiente de la arteria circunfleja presente en un tercio de los especímenes adultos, que transcurre a

lo largo del trayecto de la cresta con una distancia media al endocardio del antro de la vena pulmonar superior izquierda de 1.33 mm. En un 65% de los casos que presentaron dicha arteria, la arteria del nodo sinusal fue rama de la misma siguiendo un trayecto característico en “S” en torno al tronco de la vena pulmonar superior derecha¹⁷.

- **Interna:** constituida por el tabique interauricular conteniendo a la fosa oval enmarcada por el repliegue semilunar.

- **Superior (o techo) e inferior:** de superficie muy lisa, no presentan accidentes relevantes dignos de mención. El techo constituye la pared de mayor espesor de la cámara (3.5-6.5 mm) y recibe el apoyo de la bifurcación de la arteria pulmonar.

- **Posterior:** recibe la desembocadura de las venas pulmonares²⁵ izquierdas y derechas, componente venoso de superficie especialmente lisa que entra en continuidad con el vestíbulo. Esta área destaca por tener bajo espesor parietal siendo una diana para la ablación de la FA. Este factor favorece la consecución de transmuralidad aunque no obstante comporta un factor de riesgo de fístula por la íntima relación con el esófago. El istmo mitral o istmo auricular izquierdo ha generado interés tras la introducción de líneas de ablación entre el margen inferior de las venas pulmonares inferiores y el anillo de la válvula mitral. El istmo mitral²⁶ constituye parte del área postero-inferior de la aurícula izquierda y presenta una longitud (17-51 mm) y espesor miocárdico variables, que asimismo se modifican en situaciones de dilatación por remodelado anatómico de la cámara (ampliación de extensión y reducción de espesor). Existen determinantes anatómicos del istmo mitral que pueden limitar la obtención de lesiones transmurales durante la ablación, como son: 1) la proximidad de la arteria circunfleja cuyo flujo puede contrarrestar el efecto térmico de la fuente aplicada y, en consecuencia, limitar la lesión transmural; 2) las extensiones de miocardio auricular izquierdo sobre la pared del seno coronario, base anatómica para conexiones intraatriales e interatriales, y 3) irregularidades endocárdicas como los restos de trabéculas musculares o músculos pectíneos extra-ependiculares próximos al vestíbulo de la válvula mitral, que pueden generar inestabilidad de contacto catéter-tejido.

- **Anterior:** cierra la desembocadura del vestíbulo en la válvula mitral y presenta el espesor mural menor justo en la porción de apoyo del arco aórtico (1.5-4.8 mm) conformando el seno transverso de Theile⁵.

La encrucijada conformada por la desembocadura de las venas pulmonares en la aurícula izquierda^{4,25} presenta características de necesario análisis al constituir el sustrato anatómico que justifica ciertos mecanismos electrofisiológicos de la fibrilación auricular así como por el interés creciente mostrado por la práctica totalidad de los protocolos de ablación que la incluyen en sus patrones lesionales.

La transición veno-atrial es especialmente lisa, sin trabeculaciones, presentando sin embargo características diferenciales cuando la desembocadura de las venas sigue diferentes variantes anatómicas. Estudios de tomografía computarizada (TC) y resonancia magnética (RM), han advertido una significativa variabilidad^{4,25,27-29} en dimensiones, forma y patrón de ramas de las venas pulmonares. La típica anatomía de 4 ostia diferentes, uno para cada vena pulmonar, se presenta aproximadamente en el 20-60% de los especímenes. Una frecuente variación anatómica constituye la presencia de un tronco común izquierdo, de longitud variable, que se presenta en el 20% de los especímenes, alcanzando el 75-80% de los pacientes estudiados con RM o TC. Este vestíbulo o tronco común izquierdo facilita el aislamiento de las venas pulmonares izquierdas en la ablación y asimismo presenta una mayor incidencia de FA en probable relación con el patrón muscular auricular más trabeculado. Anormalidades adicionales de la anatomía de las venas pulmonares incluyen la presencia de una vena pulmonar media derecha, dos venas pulmonares medias derechas accesorias o una vena pulmonar media derecha junto a una vena pulmonar superior derecha accesoria.

Los orificios de las venas pulmonares izquierdas se localizan en un plano más superior que los de las derechas. Las venas pulmonares superiores izquierda y derecha se proyectan hacia anterior y arriba mientras que las inferiores tienen un curso posterior y descendente. La vena pulmonar superior derecha yace justo detrás de la vena cava superior/aurícula derecha y las izquierdas están situadas entre el apéndice auricular izquierdo y la aorta descendente. Entre las venas pulmonares de cada lado transcurre el esófago, con diferente grado de centrado entre las mismas según especímenes debido a características constitucionales y patológicas (aneurismas de aorta, elongación aórtica, hipercifosis...).

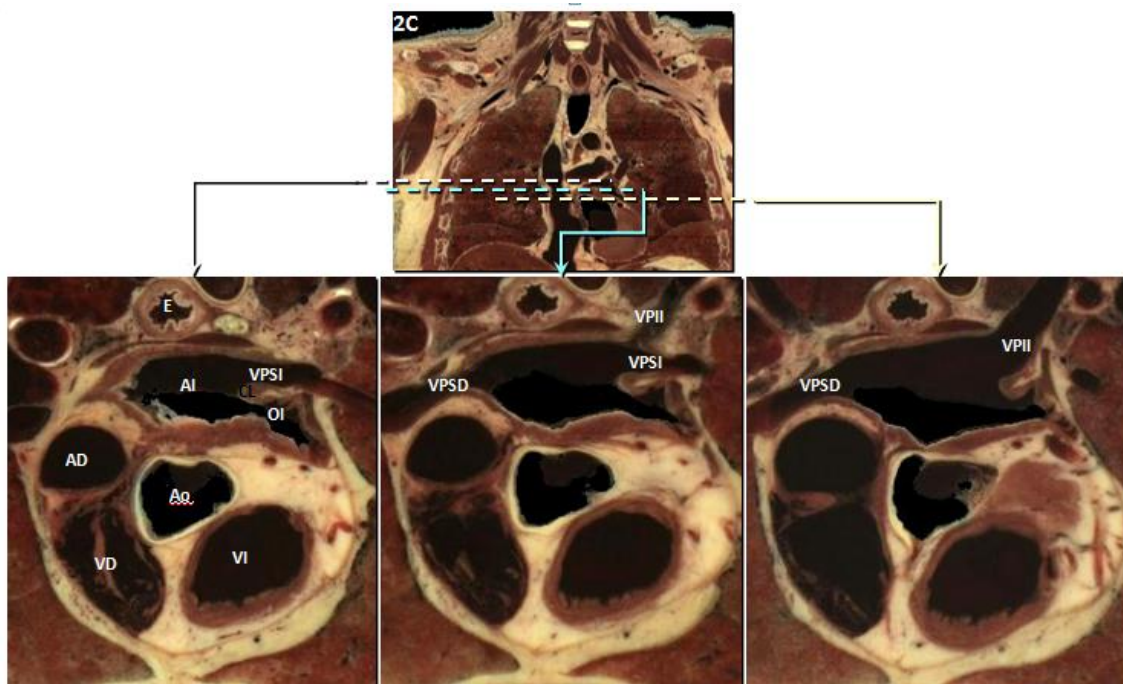
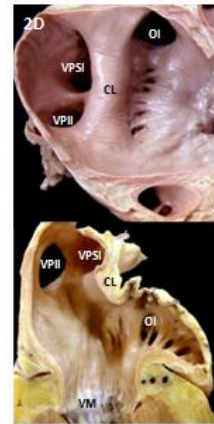
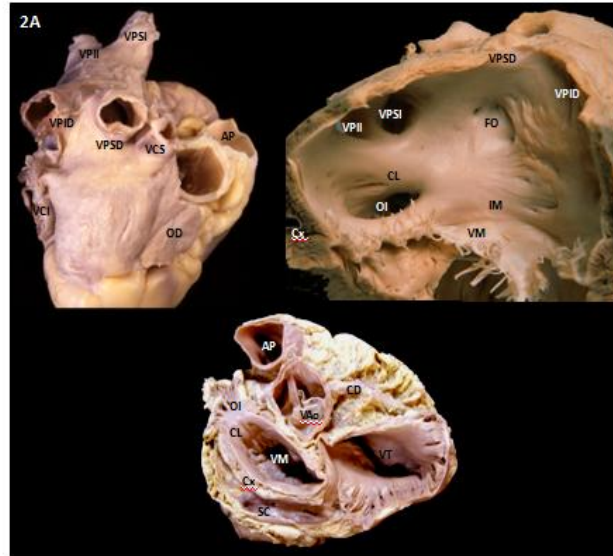
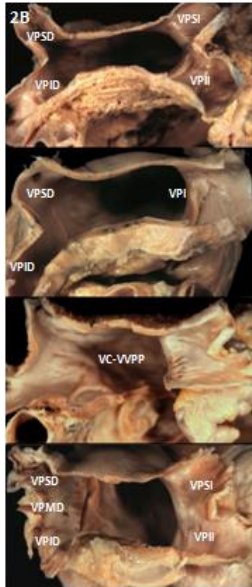
La distancia entre los orificios de desembocadura²⁷⁻²⁹ de las venas pulmonares derechas oscila entre 3-14 mm (media 7.3 ± 2.7 mm) y entre las venas pulmonares izquierdas de 2-16 mm

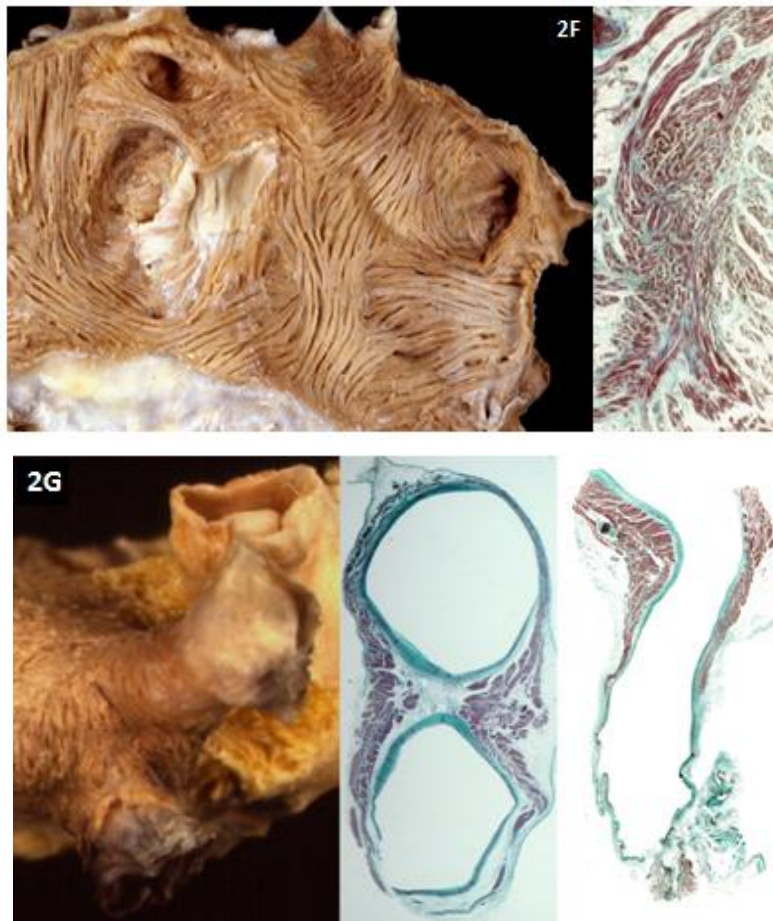
(media 7.5 ± 2.8 mm). Estudios anatómicos y series clínicas han mostrado que los ostia tienen morfología oval más que redondeada con un diámetro mayor que oscila entre los 8-21 mm (media 12.5 ± 3 mm) y que el vestíbulo forma una depresión en la unión veno-atrial a pesar de que se distingan los 4 ostia venosos, tanto en pacientes en FA como en ritmo sinusal con diámetros auriculares normales. Por ello, en ocasiones, es difícil diferenciar los límites anatómicos exactos de las venas pulmonares.

En la pared distal de las venas pulmonares, pueden distinguirse extensiones de la musculatura auricular^{4,25} a modo de “mangas” que se proyectan desde sus capas epi y subendocárdicas. Este sustrato anatómico es común en todos los mamíferos y podría tener un significado fisiológico en la regulación de las resistencias vasculares y con ello del flujo a través de las venas pulmonares. Habida cuenta del marcado grado de variabilidad interespecímen, estos fascículos musculares se extienden a lo largo de 1-3 cm y son más gruesos en el extremo distal de las venas (1-1.5 mm) a partir del cual se adelgazan. El mayor espesor de estas “mangas” musculares se alcanza en la circunferencia inferior de las venas pulmonares superiores y en la superior de las inferiores. La disposición de estos fascículos musculares es circunferencial alrededor de toda la unión veno-atrial, siguiendo una arquitectura compleja con frecuentes interrupciones, cambios abruptos en la orientación de las fibras y entrecruzamientos que bien podrían actuar como sustrato anatómico para reentradas locales. Esta histología se complica con la interposición entre el músculo estriado cardíaco de músculo liso y tejido conjuntivo medio-adventicial de la pared de los vasos pulmonares. Existen conexiones interpulmonares de fibras musculares (41% de los especímenes entre las venas pulmonares izquierdas) que cruzan el istmo interpulmonar, frecuentemente desde la cara anterior de la vena pulmonar superior a la posterior de la vena pulmonar inferior, del mismo lado y del contrario. En ocasiones, las venas pulmonares presentan conexiones musculares vía cresta lateral izquierda con el apéndice auricular.

Figura 2. Detalles anatómicos de la aurícula izquierda. 2A: visión general en proyecciones lateral, intracavitaria y superior. 2B: variantes anatómicas del drenaje venoso pulmonar. 2C: cortes axiales de tomografía torácica para valoración del nivel de desembocadura de las venas pulmonares. 2D: detalle de la cresta lateral. 2E: detalle del ligamento de Marshall. 2F: detalle macroscópico e histológico de la distribución de fibras miocárdicas en el istmo interpulmonar. 2G: detalle macroscópico e histológico de las extensiones de miocardio auricular por los troncos venosos pulmonares (Modificado de Sánchez Quintana).

VPSD: vena pulmonar superior derecha, VPID: vena pulmonar inferior derecha, VPSI: vena pulmonar superior izquierda, VPIL: vena pulmonar inferior izquierda, VPI: antro común de las venas pulmonares izquierdas, VC-VVPP: vestíbulo común de las venas pulmonares, VPMD: vena pulmonar media derecha, VCI: vena cava inferior, VCS: vena cava superior, OD: orejuela derecha, AP: arteria pulmonar, CD: arteria coronaria derecha, Cx: arteria coronaria circunfleja, SC: seno coronario, CL: cresta lateral, OI: orejuela izquierda, VM: válvula mitral, VT: válvula tricúspide, VAo: válvula aórtica, FO: fosa oval, LM: ligamento de Marshall.





Vías de conducción inter e intraauriculares (ver Figura 3.)

La existencia de conexiones entre las dos aurículas, dotadas de capacidad de conducción preferencial, ha sido motivo de un prologado debate. En la actualidad se admite que aunque no existen vías con estructura anatómica claramente aisladas del resto del miocardio auricular; sí existen rutas^{9,30} con capacidad de conducción más rápida que el resto del miocardio, que conectan ambas aurículas a través del septo y zonas alejadas dentro de la misma aurícula.

- Vía internodal anterior y haz de Bachmann: descrito inicialmente por Keith y Flack como una cresta muscular prominente que, comenzando en la aurícula derecha inmediatamente anterior a la desembocadura de la vena cava superior recibiendo las fibras de la vía internodal anterior, se dirigía al techo de la aurícula izquierda conectando el miocardio de ambas cámaras. Bachmann, sin embargo, describió el

significado funcional de dicha banda al comprobar que presentaba una capacidad de conducción preferencial entre ambas aurículas y que su lesión provocaba un retraso en dicha conducción.

- Vía internodal posterior o del seno coronario: con origen en la porción posterior del nodo sinusal, se dirige hacia atrás rodeando la vena cava superior por la cresta terminal, describiendo un trayecto posterior a lo largo de toda la base de la aurícula derecha para desembocar en la pared postero-inferior de la cámara en proximidad a la válvula de Eustaquio. Se incorpora entonces al tabique interauricular por encima del seno coronario llegando al NAV. Queda recubierto en superficie por haces musculares de ambas aurículas desde antes de la confluencia de las venas coronarias mayor y menor que contribuyen a conformarlo. Rossi y Sánchez-Quintana demostraron la existencia de conexiones formadas por las anteriores fibras musculares que van desde el ostium del seno coronario hasta la aurícula izquierda.

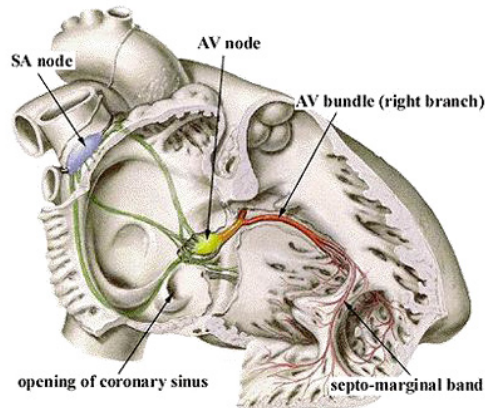
- Vía internodal media, transeptal o de la fosa oval: descrita con posterioridad por estudios electrofisiológicos comprobando, mediante mapeo y estimulación del seno coronario distal y medio, que la activación auricular derecha más precoz se observaba en zonas situadas en proximidad al haz de Bachmann, la desembocadura del seno coronario y el borde de la fosa oval, evidenciándose así desde el punto de vista funcional, la existencia de una tercera vía de conducción preferencial a través del septo interauricular que explicaría el tercer registro obtenido. Esta tendría su comienzo en los bordes superior y posterior del nodo sinusal y se dirigiría por detrás de la vena cava superior hasta la cresta interauricular, descendiendo por el borde de la fosa oval hasta el borde superior del NAV. Carece sin embargo de un sustrato anatómico macroscópico reconocible como en el caso de los anteriores.

Estudios de activación de la aurícula izquierda en humanos en ritmos sinusal demostraron que la principal ruta de activación era el haz de Bachmann aunque en algunos casos la contribución de las vías postero-basal y transeptal tenían cierta relevancia. En análisis necrópsicos que estudiaron las conexiones interatriales tanto macroscópica como microscópicamente, comprobándose que dichas conexiones estaban sujetas a amplias variaciones en número, localización y dimensiones y que, aunque el haz de Bachmann es considerado como la principal vía de conexión entre ambas aurículas, estaba ausente en la mitad de los pacientes que, por el contrario, sí presentaron mayor desarrollo de las vías postero-basales; y viceversa. Esta

variabilidad en el tamaño y localizaciones de las conexiones interauriculares podría explicar la diferente susceptibilidad al desarrollo de arritmias auriculares y la diferente respuesta a los patrones de ablación mostrada por diferentes individuos. El conocimiento del patrón de activación auricular podría ser de gran importancia para la selección de patrones de prevención y tratamiento mediante ablación de la FA.

Funcionalmente se puede confirmar que existe conducción internodal³⁰ preferente o, lo que es lo mismo, velocidad de conducción más rápida entre el NS y el NAV en algunas partes de la aurícula, que puede deberse, simplemente, a una diferente orientación, tamaño o geometría de las células y no necesariamente a la existencia de tractos de conducción especializados localizados entre ambos nodos. Resulta importante señalar que, en ocasiones, las entradas antero-superior y postero-inferior NAV constituyen las ramas rápida (alfa) y lenta (beta) donde se establece la taquicardia por reentrada intranodal¹⁸⁻²².

Figura 3. Vías de conducción preferencial interauricular junto con el resto del sistema cardionector cardiaco. SA node: NS, AV node: NAV, opening of coronary sinus: desembocadura del seno coronario, AV bundle (right branch): rama derecha del haz de His, septo-marginal band: bandeleta septo-marginal (Fuente: Netter Atlas of Human Anatomy, Elsevier España. Madrid, 1997).



Sistema nervioso vegetativo auricular

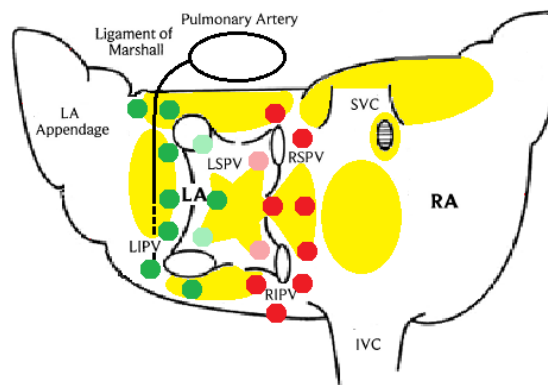
En los últimos años se le está dando una gran importancia al papel del sistema nervioso autónomo en la inducción/mantenimiento de la FA. La vena/ligamento de Marshall es una estructura rica en fibras nerviosas. Constituye un resto embrionario de la vena cardinal común izquierda y se sitúa en el equivalente epicárdico de la cresta lateral izquierda, entre el apéndice auricular y las venas pulmonares izquierdas. Consta de un cordón de tejido fibroso, aunque a veces la vena es permeable, rodeado por fibras nerviosas vegetativas^{24,31} y fibras musculares que lo conectan al seno coronario y a la pared lateral y posterior de la aurícula izquierda. Durante la disección de los paquetes grasos de las venas pulmonares izquierdas se suele lesionar dicho ligamento por lo que, posiblemente, parte de la eficacia de la técnica podría

venir derivada de la destrucción de tejido nervioso autónomo a dicho nivel¹. Recientemente, se ha descrito la localización de ganglios vegetativos intrínsecos en el corazón humano (ver Esquemas 1-3.). En las aurículas están situados fundamentalmente en su pared posterior; formando plexos nerviosos en cinco áreas³²:

- 1) pared superior de la aurícula derecha
- 2) pared superior de la aurícula izquierda
- 3) sectores lateral e inferior de la pared posterior de la aurícula izquierda
- 4) pared posterior de la aurícula derecha
- 5) pared postero-medial de la aurícula izquierda

Esquema 1. Distribución de parches adiposos con plexos vegetativos. Sistemas de ganglios vegetativos circunferenciales a las venas pulmonares.

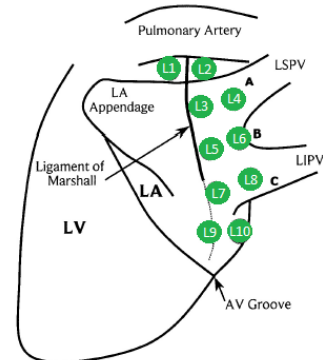
LA appendage: apéndice auricular izquierdo, *Ligament of Marshall*: ligamento de Marshall, *Pulmonary artery*: arteria pulmonar, *LIPV*: vena pulmonar inferior izquierda, *LSPV*: vena pulmonar superior izquierda, *RSPV*: vena pulmonar superior derecha, *RIPV*: vena pulmonar inferior derecha, *SVC*: vena cava superior, *IVC*: vena cava inferior, *RA*: aurícula derecha.



De las áreas 4 y 5 se originan ramas hacia la pared anterior del septum interauricular. Las líneas de ablación que se realizan a lo largo de la pared posterior y postero-medial de la unión veno-atrial podrían potencialmente lesionar los plexos dichas áreas. Datos funcionales indican que los ganglios cardíacos poseen una cierta jerarquía por su tamaño y localización y contienen circuitos locales que interconectan neuronas aferentes y eferentes.

La sistemática de los ganglios vegetativos³³ en torno a las venas pulmonares se establece en 10 zonas derechas y 10 izquierdas, como se describe en los Esquemas 2 y 3. Nótese que la sistemática de cada lado se ve asistida por tres líneas: A, pasa por las venas pulmonares superiores; B, pasa entre las venas pulmonares superiores e inferiores; C, pasa por las venas pulmonares inferiores. Así la topografía de los grupos ganglionares se distribuye:

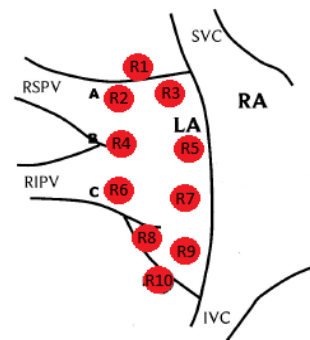
- L1:** en el techo de la aurícula izquierda-orejuela izquierda, externo al ligamento de Marshall
- L2:** misma localización que el anterior pero medial al ligamento de Marshall
- L3:** medial al ligamento de Marshall, lateral a la vena pulmonar superior izquierda (VPSI), sobre la línea A
- L4:** sobre la línea A, adyacente a la desembocadura veno-atrial de la VPSI
- L5:** inferior al grupo L3, sobre la línea B
- L6:** inferior al grupo L4, sobre la línea B
- L7:** inferior al grupo L5, sobre la línea C
- L8:** inferior al grupo L6, sobre la línea C
- L9:** sobre el repliegue del ligamento de Marshall, bajo el nivel de las venas pulmonares
- L10:** al mismo nivel que el anterior grupo pero medial, bajo la vena pulmonar inferior izquierda



Esquema 2. Grupos ganglionares de la AI. Modificado de G. Ailawadi para *Atricure Synergy Ablation System*®: A hybrid approach to cure atrial fibrillation.

LA appendage: apéndice auricular izquierdo, *ligament of Marshall:* ligamento de Marshall, *pulmonary artery:* arteria pulmonar, *LIPV:* vena pulmonar inferior izquierda, *LSPV:* vena pulmonar superior izquierda, *LA:* aurícula izquierda, *LV:* ventrículo izquierdo, *AV groove:* surco aurículo-ventricular.

- R1:** techo de la aurícula izquierda, sobre la vena pulmonar superior derecha
- R2:** sobre la línea A, próximo a la unión veno-atrial de la vena pulmonar superior derecha
- R3:** al nivel del anterior sobre la línea A, adyacente al surco interauricular
- R4:** inferior al grupo R2, sobre la línea B
- R5:** inferior al grupo R3, sobre la línea B
- R6:** inferior al R4, sobre la línea C
- R7:** inferior a R5, sobre la línea C
- R8:** inferior al nivel de las venas pulmonares, bajo la vena pulmonar inferior derecha
- R9:** al mismo nivel que el anterior, más medial y próximo al surco interauricular
- R10:** en el suelo medial de la aurícula izquierda, en medio e inferior a los grupos R8 y R9.



Esquema 3. Grupos ganglionares de la AD. Modificado de G. Ailawadi para *Atricure Synergy Ablation System*®: A hybrid approach to cure atrial fibrillation.

LA: aurícula izquierda, *RA:* aurícula derecha, *pulmonary artery:* arteria pulmonar, *RSPV:* vena pulmonar superior derecha, *RIPV:* vena pulmonar inferior derecha, *SVC:* vena cava superior, *IVC:* vena cava inferior, *RA:* aurícula derecha.

Estructuras extracardiacas vulnerables

Las lesiones aplicadas en la ablación de la FA afectan a múltiples porciones de las paredes auriculares en complicados patrones que, en ocasiones, tienen proximidad a estructuras extracardiacas que pueden verse yatrogénicamente lesionadas. Estas circunstancias dan como resultado complicaciones como: fistula atrioesofágica, lesiones vagales que producen hipomotilidad digestiva, lesiones del nervio frénico que alteran o producen parálisis diafragmática, y lesiones del nervio recurrente izquierdo que dan alteraciones en la mecánica de las cuerdas vocales, amén de las lesiones de estructuras cardiacas propiamente dichas no involucradas en la ablación (NS, NAV, arterias coronarias, etc.).

Esófago (ver Figura 4.)

El esófago^{4,34} desciende en contacto virtual con la pared posterior de la aurícula izquierda. En la parte superior, el esófago está situado ligeramente a la izquierda entre la tráquea y la columna vertebral. Posteriormente, pasa por detrás de la auricular izquierda a la derecha del arco aórtico y desciende por el mediastino posterior al lado derecho de la aorta descendente torácica. La longitud de esófago en contacto con la pared posterior varía entre 30-53 mm (media 42 ± 7 mm). En sentido horizontal, el ancho del esófago en contacto con la pared posterior de la aurícula se sitúa en una media de 13.5 ± 5 mm (rango 9-15.5 mm). Desde un punto de vista anatómico:

- 1) el esófago sigue un curso variable a lo largo de la pared posterior de la aurícula izquierda
- 2) en el 40% de los especímenes existe una distancia de menos de 5 mm desde el endocardio de la pared anterior del esófago
- 3) el espesor de la pared posterior no es uniforme, es más grueso en proximidad del seno coronario y menor a nivel de las uniones veno-atriales derecha e izquierda (2.2 ± 0.5 mm en la unión veno-atrial izquierda), región diana de los patrones de ablación.
- 4) dorsal a la pared posterior de la aurícula izquierda se sitúa una lámina conectiva que es el pericardio fibroso (seno oblicuo de Haller) y aún más dorsal arterias esofágicas extrapericárdicas, ramas colaterales de la aorta que se encuentran en la adventicia grasa que rodea al esófago

Figura 4. Detalle macroscópico e histológico de las relaciones de la AI y el esófago a través del seno de Haller. Modificado de Sánchez Quintana.

E: esófago, P: pericardio fibroso posterior del seno de Haller, AI: aurícula izquierda, Ao: aorta descendente, nVD: nervio vago derecho, nVI: nervio vago izquierdo.



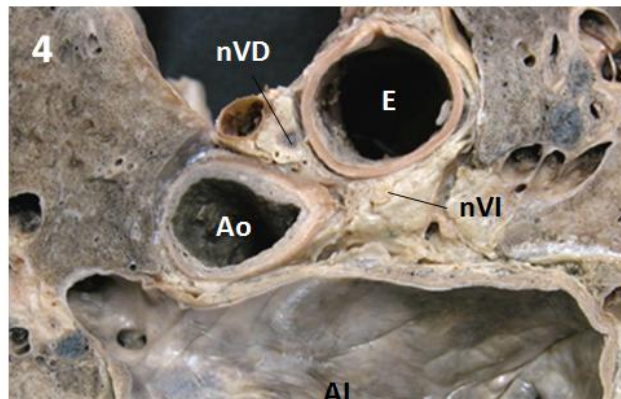
Nervios vagos (ver Figura 5.)

La lesión de ablación puede afectar a los nervios vagales periesofágicos^{4,35}. Los nervios vagos discurren por detrás de los hilios pulmonares y forman los plexos periesofágicos anterior y posterior. El vago izquierdo es el que

forma fundamentalmente el plexo anterior del esófago junto con algunas ramas del vago derecho⁵. El plexo anterior se sitúa dorsal al pericardio fibroso en íntimo contacto con la adventicia esofágica, muy próximo a las uniones veno-atriales derecha e izquierda. Los plexos anterior y posterior descienden por la pared esofágica y cruzan el diafragma por el hiato esofágico para formar los troncos anterior y posterior del vago que inervan el esfínter pilórico y el antro gástrico.

Figura 5. Detalle de la disposición de los nervios vagos en relación con el esófago (E), aorta descendente (Ao), aurícula izquierda (AI). Modificado de Sánchez Quintana.

nVD: nervio vago derecho, nVI: nervio vago izquierdo.



Nervios frénicos (ver Figura 6.)

El nervio frénico derecho^{4,36} se sitúa en íntima relación con la vena cava superior y la vena pulmonar superior derecha, y discurrendo a través de la cara postero-lateral de la aurícula derecha. En 32% de los casos, la pared anterior de la vena pulmonar derecha superior se

encuentra a menos de 2 mm del nervio frénico derecho. El nervio frénico izquierdo se sitúa en relación con las venas pulmonares izquierdas, la vena cardíaca mayor, el apéndice auricular izquierdo y la pared lateral del ventrículo izquierdo. Pasa sobre el apéndice auricular izquierdo y desciende a lo largo del borde obtuso del corazón en el 79% de los casos. En el 21% de los especímenes, su trayecto es más anterior y pasa sobre la división de la arteria coronaria izquierda, la arteria descendente anterior o la vena cardíaca mayor.

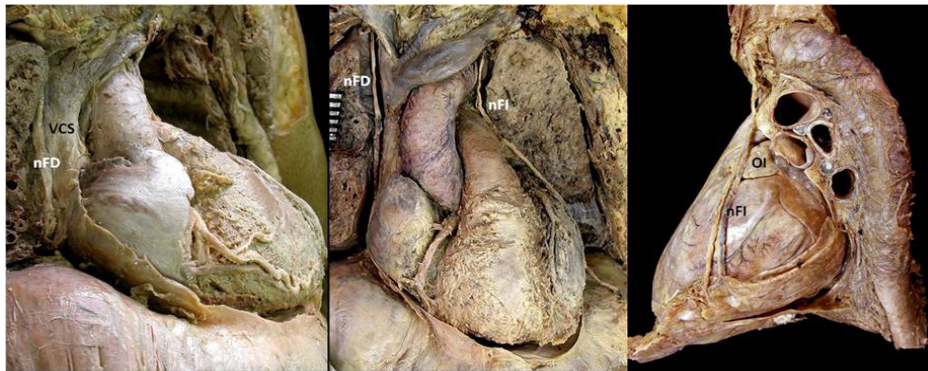


Figura 6. Relaciones de los nervios frénicos. Modificado de Sánchez Quintana.

VCS: vena cava superior, nFD: nervio frénico derecho, nFI: nervio frénico izquierdo, OI: orejuela izquierda.

Nervio laríngeo recurrente izquierdo

El nervio vago izquierdo, antes de formar el plexo periesofágico, se curva sobre el borde inferior del cayado aórtico. A este nivel se origina como rama colateral el nervio laríngeo recurrente izquierdo. Este nervio hace un asa al cayado aórtico por debajo del ligamento arterioso y se dirige cranealmente por el lado derecho del arco aórtico, ascendiendo por el cuello hasta la laringe entre la tráquea y el esófago. Se han descrito lesiones del nervio recurrente izquierdo con alteraciones transitorias de la motilidad de las cuerdas vocales⁴.

1.3 ELECTROFISIOLOGÍA DE LA FIBRILACIÓN AURICULAR

Espectro electrofisiopatológico

Estudios experimentales y clínicos han documentado que existen 5 factores interactuantes en la génesis y mantenimiento de la FA y el flutter auricular, responsables de los hallazgos de los registros electrocardiográficos que permiten su diagnóstico⁹:

1. factores desencadenantes o triggers
2. circuitos de macrorrentrada establecidos a través de sustratos anatómicos más o menos definidos y con diferente distribución de propiedades bioeléctricas (velocidad de conducción, refractariedad)
3. conducción pasiva en regiones auriculares no involucradas en el circuito de macrorrentrada
4. factores moduladores
5. la conducción aurículo-ventricular que condiciona el ritmo cardíaco (regularidad y frecuencia)

Las características electrofisiológicas de estos cinco componentes definen un espectro de arritmias auriculares que se extienden desde la organización del flutter auricular común, pasando por diferentes tipos de arritmias transicionales (comúnmente denominadas “fibriloflutter”), hasta llegar a la complejidad de la fibrilación auricular; lo que realmente lleva a pensar en un todo que, a la vez, engloba diferentes tipos de arritmia con características, mecanismos y, por qué no, estrategias terapéuticas diferentes.

Bases electrofisiológicas de los mecanismos implicados en la FA

Los mecanismos electrofisiológicos fundamentales responsables de la génesis y perpetuación de la FA, al igual que en el resto de arritmias cardíacas, pueden resumirse en trastornos de la formación del impulso, trastornos de la conducción o combinaciones de ambos⁹. Es importante tener presente que los métodos de diagnóstico de los que se dispone habitualmente en la práctica clínica, no permiten identificar con exactitud el/los mecanismo/s responsable/s de muchos de los trastornos eléctricos clínicamente significativos. Por ejemplo, suele ser difícil diferenciar una reentrada de un automatismo y, a menudo, nos limitamos a afirmar que una determinada arritmia se explica mejor por uno u otro fenómeno aunque, sin embargo, es

frecuente que las arritmias puedan comenzar por un mecanismo y perpetuarse por otro diferente. Del mismo modo, un episodio de taquicardia producido por un mecanismo puede precipitar otro episodio que cursa con una fisiología diferente (flutter que degenera a FA, un extrasístole o una taquicardia inicialmente producida por automatismo anormal que puede precipitar un episodio de taquicardia sostenida por reentrada). Dentro del mismo episodio arrítmico es posible que concomiten varios mecanismos electrofisiológicos, particularmente en la FA.

Alteraciones en la formación de impulsos

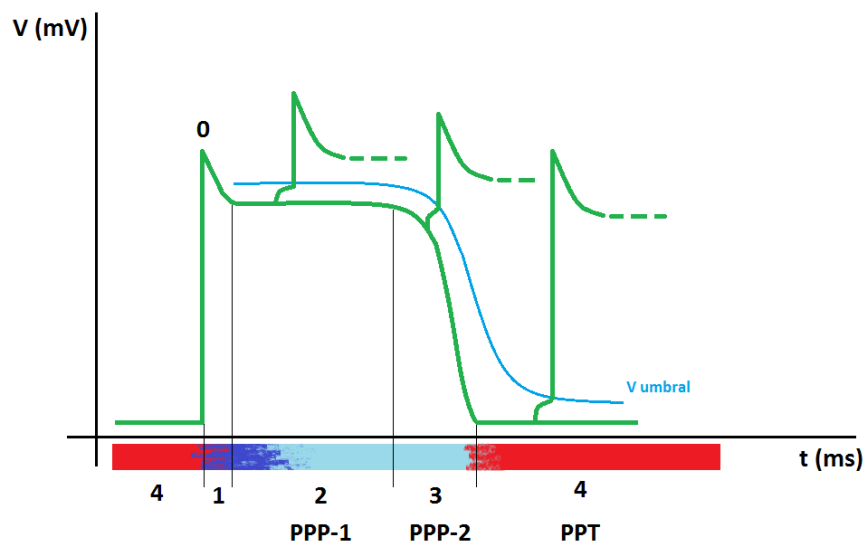
- Automatismo anómalo^{9,37-39}

Este mecanismo se caracteriza por la existencia de un foco que descarga a frecuencias inadecuadas respecto de la del/de los marcapaso/s normal/es, llegando a controlar el ritmo de las cámaras auriculares. La descarga de marcapasos en lugares ectópicos, que con frecuencia se denominan marcapasos subsidiarios o latentes, puede aparecer en fibras localizadas en diversas partes de las aurículas, del seno coronario, de las venas pulmonares, en proximidad a las válvulas aurículo-ventriculares y en la unión aurículo-ventricular. La actividad del marcapasos ectópico en cualquiera de estos lugares latentes, por lo general no alcanza el potencial umbral al estar suprimidos por sobreestimulación causada por la descarga más rápida del nodo sinusal o por conducción deprimida de las fibras contiguas. Sin embargo, puede ponerse de manifiesto cuando la frecuencia de descarga del nodo sinusal se reduce o se bloquea en algún lugar entre este y el lugar del marcapasos ectópico, permitiendo así el escape del marcapasos latente, a la frecuencia de descarga normal de este último. Estos focos ectópicos, tienen un papel más importante como desencadenantes (*triggers*) de episodios de FA paroxística que se perpetúan por medio de la conversión a otro mecanismo (encarrilamiento en una reentrada)^{38,39}. Asimismo, lo anteriormente explicado justifica que el deterioro en la función del nodo sinusal sea un factor predisponente al desarrollo de FA, como ocurre en la enfermedad del nodo sinusal o síndrome bradicardia-taquicardia, donde el fenómeno arrítmico que más frecuente se presenta es la fibrilación auricular paroxística. Los marcapasos latentes pueden, en determinadas circunstancias, incrementar su frecuencia de descarga pudiendo acelerarse de forma inapropiada y usurpar el control del ritmo cardiaco al nódulo sinusal, aunque este tenga una frecuencia de descarga normal. Estas situaciones están

en especial relación con la modificación de tonos vegetativos por lo que no es de extrañar que muchos focos arritmógenos de este tipo se encuentren en torno a las venas pulmonares, sustrato arritmogénico en íntima relación con grupos ganglionares simpáticos cuya ablación epicárdica puede resultar beneficiosa^{33,40}.

- **Actividad desencadenada**^{9,10,37,38}: **Postpotenciales precoces y tardíos (PPP/PPT). Parasitolia.**

La actividad desencadenada (ver Esquema 4.) la inician los postpotenciales, que son oscilaciones despolarizantes del potencial de la membrana inducidos por uno o más potenciales de acción precedentes. De este modo, la actividad desencadenada es una actividad de marcapasos que está originada por un impulso o una serie de impulsos previos, sin los cuales no sería posible y por lo que no puede considerarse un automatismo como tal. Estas despolarizaciones que perturban el reposo eléctrico, pueden aparecer antes o después de la repolarización completa de la fibra. Por ello, se distingue entre postpotenciales precoces (PPP) cuando se producen a partir de un potencial de membrana de bajo nivel durante las fases 2 (PPP tipo 1) y 3 (PPP tipo 2)



Esquema 4. Génesis de actividad desencadenada. PPP-1: postpotencial precoz tipo 1, PPP-2 postpotencial precoz tipo 2, PPT: postpotencial tardío, V umbral: potencial umbral.

del potencial de acción cardíaco; y los postpotenciales tardíos (PPT) cuando ocurren después de que se ha completado la repolarización (fase 4). Ambos postpotenciales tienen suficiente entidad como para añadir despolarización a la membrana para que alcance el potencial umbral, actuando los precoces durante el periodo refractario relativo y los tardíos una vez superado el periodo refractario. La generación de postpotenciales es frecuente pero, sin embargo, habitualmente no alcanza el potencial umbral suficiente capaz de desencadenar otro potencial de acción prematuro. La presentación clínica de este fenómeno suele ser a modo de extrasístoles o situaciones más complejas como bi y trigeminismos cuando la actividad desencadenada se acopla a un marcapasos. Funcionan como fenómenos aislados tras los cuales acontece un *reset* a modo de pausa compensadora o, como es su papel en la FA, desencadenantes o *triggers* de episodios paroxísticos. En su generación evidentemente están implicados aquellos factores moduladores de la excitabilidad de la membrana celular y de la recuperación del periodo refractario, incrementándose cuando éstos se exacerban en relación a: tono vegetativo (aumento de catecolaminas), predominio del marcapasos nativo (deficiente) y desequilibrios iónicos (bloqueo de canales de Ca^{++} y Na^{+}).

La parasistolia⁴¹ se define clásicamente como una función de marcapasos asincrónico con el nativo pero con una descarga a frecuencia fija: su actividad no se modifica con el ritmo dominante y produce despolarización cuando el miocardio es excitable, siendo los intervalos entre cada una de las descargas múltiplos del intervalo básico. La presencia de un bloqueo de entrada completo, constante o intermitente, aísla al foco parasistólico de la influencia de la conducción eléctrica en las áreas vecinas, lo que explicaría su comportamiento. Ocasionalmente, el foco parasistólico puede presentar bloqueo de salida, durante el cual no sea capaz de despolarizar el miocardio excitable. De hecho, el ritmo cardíaco dominante puede modular la descarga del foco parasistólico al acelerar o frenar su frecuencia y modificar el periodo refractario y excitabilidad del miocardio alrededor del marcapasos ectópico. Este tipo de perturbaciones predispone al desarrollo de fenómenos de actividad desencadenada o de choque de frentes de onda que pueden desembocar en episodios de FA.

Alteraciones en la conducción de impulsos

- **Bloqueo**^{9,10,37,38}

El retraso y el bloqueo de la conducción, aunque pueden provocar arritmias per sé, suelen estar presentes como fenómenos electrofisiológicos fundamentales dentro de una arritmia por otro mecanismo, como acontece en la perpetuación de la FA. Los factores que modifican las propiedades eléctricas tanto activas como pasivas de la membrana son los determinantes de si existe o no conducción del impulso (batmotropismo) y de la velocidad de la misma (dromotropismo). Entre estos factores están la eficacia estimuladora del impulso propagado, la excitabilidad del tejido que conduce el impulso y la geometría anatómica del sustrato conductor. Según el mecanismo electrofisiológico implicado, se distinguen 4 tipos fundamentales de fenómenos de bloqueo. La repercusión clínica dependerá, sobre todo, de la localización anatómica donde tenga lugar dicho bloqueo en el sistema de conducción:

a) Bloqueo dependiente de desaceleración o bradicardia:

Se ha propuesto que la reducción de la frecuencia cardíaca sería una de las causas de bloqueo de conducción a frecuencias lentas. En estas situaciones, se produce una reducción de la amplitud del potencial de acción y de la excitabilidad, particularmente si la bradicardización ha tenido lugar debido a una descarga vagal o al empleo de fármacos bloqueantes de canales de Na⁺.

b) Bloqueo dependiente de taquicardia:

Los impulsos quedan bloqueados a frecuencias altas o a longitudes de ciclo cortas como resultado de la recuperación incompleta de la refractariedad, que no permite recobrar la excitabilidad habitual dependiente de voltaje o de tiempo. Este fenómeno es muy frecuente en la FA y explica el mecanismo fisiológico por el que tiene lugar la conducción de sólo parte de los estímulos auriculares que llegan al NAV hacia el sistema ventricular. El NAV presenta un periodo refractario largo y una conducción enlentecida por lo que, a la frecuencia normal de fibrilación, es normal que se establezca inmediatamente este mecanismo de bloqueo que protege a los ventrículos de sobreestimulación. En las FA de larga evolución, las propiedades del NAV sufren procesos de remodelado, dificultándose aún más la conducción de

estímulos por lo que los ventrículos pueden adoptar frecuencias que ni tan siquiera alcancen el rango de taquicardia. No así, la presencia de vías accesorias (haces de Kent) supone un riesgo de sobreestimulación ventricular en los pacientes que desarrollan un FA (síndrome de Wolf-Parkinson-White) debido a que tienen una recuperación de la refractariedad mucho más rápida que el NAV. El ritmo ventricular en estos casos puede degenerar al desarrollo de fibrilación ventricular. Finalmente, a nivel histológico, los microcircuitos de reentrada que explican la fibrilación pueden verse interrumpidos por la heterogeneidad de periodos refractarios a su alrededor, viéndose obligada la conducción a establecer múltiples reentradas al azar en un patrón de caos. El mecanismo de bloqueo que interrumpe las reentradas o las obliga a cambiar de dirección es el citado. Fenómenos análogos ocurren en el flutter auricular donde, dada su ritmicidad, el comportamiento del NAV es también restrictivo con la conducción de estímulos al ventrículo pero de forma regular, conduciendo aquellos estímulos separados al menos un periodo refractario entre sí (bloqueo aurículo-ventricular 2:1, 3:1).

c) Bloqueo por interrupción de vía de conducción:

Causa de predominio anatómico más que funcional. En ella, la vía de conducción nativa se ve interrumpida por su lesión o distorsión/disfunción. La etiología puede diferir desde la iatrogénica (atriotomía, línea de ablación), patológica (endocarditis, infarto) o causas más próximas a la funcionalidad como ocurre en el caso de:

- Hipertrofia: donde el incremento de la masa miocárdica se produce a costa del crecimiento en tamaño de la celularidad (hipertofia) y en menor medida del incremento del número de células (hiperplasia). Este crecimiento, histológicamente, intenta ser compensador de situaciones patológicas mantenidas de sobrecarga de presión/volumen, pero dista de ser ordenado lo cual puede llevar a la creación de un sustrato anatómico donde, la inadecuada orientación de las fibras musculares y sus discos intercalares lleve a bloqueos de conducción por dispersión del estímulo. De hecho, se ha comprobado experimentalmente que la conducción de los fascículos de miocardio es más rápida en sentido longitudinal que en el transversal, habida

cuenta de la mayor riqueza de *gap-junctions* en los discos intercalares de este sentido que en el perpendicular. Este fenómeno explica parte del remodelado anatómico inicial en la FA asociada a valvulopatía aurículo-ventricular, congénita y adquirida.

- Isquemia: pudiendo alcanzar el grado de necrosis y ser irreversible, constituye un bloqueo funcional ya que se interrumpe la función eléctrica de la zona con déficit de irrigación coronaria puesto que el proceso bioeléctrico de repolarización es dependiente de energía. Además, las necrosis residuales son sustratos inertes a la conducción. Es probable que fenómenos isquémicos tengan participación en el remodelado auricular de algunos tipos de FA, bien por la concomitancia de enfermedad coronaria, bien por la mera sobrepresión transmural por sobrecarga de volumen.

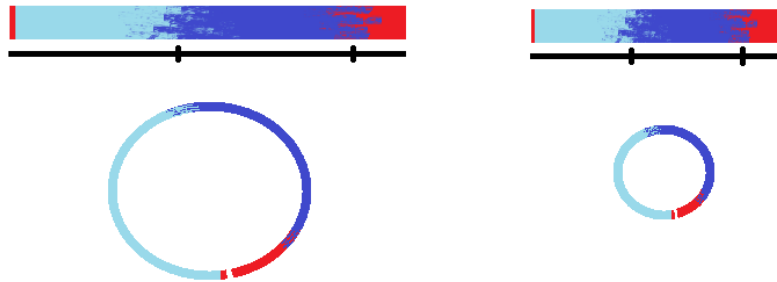
d) Conducción decremental:

Describe el fenómeno de bloqueo de conducción tipo Wenckebach, donde existe un retraso progresivo de la conducción precediendo al impulso no conducido. Aunque suele aparecer en el NAV, el resto del sistema de conducción y del miocardio excitable no están exentos de presentarlo. Se refiere a que las propiedades del tejido para la conducción del potencial de acción están alteradas perdiéndose la eficacia estimuladora progresivamente de las fibras situadas por delante. Por tanto, la eficacia del potencial de acción que se propaga va disminuyendo progresivamente, reduciendo su amplitud y velocidad hasta que finalmente la conducción se interrumpe.

- Reentrada^{9,42-46}

La actividad eléctrica durante cada ciclo cardíaco normal se conduce de manera ordenada desde el estímulo generado en el nodo sinusal, a lo largo del miocardio auricular con posible participación de vías preferenciales de conducción, llegando al sistema de conducción y pasando seguidamente al miocardio ventricular. Cada una de las células se activa cuando es alcanzada por la onda de despolarización, una vez por ciclo, y el vector cardíaco acaba cuando todas ellas se han despolarizado y se encuentran en periodo refractario absoluto. Durante este periodo, el impulso cardíaco no puede ser conducido. Por tanto, se extingue y se reanuda con el siguiente impulso

sinusal. Sin embargo, puede existir un grupo de fibras activadas durante la fase inicial de la despolarización que recuperan su excitabilidad a tiempo para despolarizarse antes de que termine la transmisión del impulso, pudiendo servir de eslabón para reexcitar zonas que se acaban de despolarizar y que ya han superado su



Esquema 5. Relaciones entre longitud de onda y periodo refractario. Rojo: despolarización y periodo refractario absoluto; azul oscuro: periodo refractario relativo; azul claro: reposo.

refractoriedad. Las reentradas, por tanto, forman a modo de circuitos por donde el estímulo es conducido de forma cíclica. Estos ciclos tienen características de periodo y longitud de onda que determinarán la perpetuación o no del fenómeno. Así, para que se produzca reentrada, el tiempo de conducción de la zona deprimida pero no bloqueada debe ser superior al periodo refractario del miocardio que cierra el resto del circuito. O lo que es lo mismo, para que exista reentrada continua es necesario que la longitud descrita por el circuito sea igual o superior a la longitud de onda del impulso reentrante. Esta última es igual a la velocidad de conducción media del impulso multiplicada por el periodo refractario más largo de los elementos del circuito (ver Esquema 5.). Los circuitos pueden establecerse a través de vías de conducción preferenciales, denominándose reentradas anatómicas o por el contrario hacerlo en sustratos de miocardio (funcionales), generalmente asociados a condiciones patológicas (escaras, cicatrices, líneas de ablación, fibrosis, atriotomías, parches protésicos):

a) Reentrada anatómica⁴² (ver Esquema 6A.)

El circuito se establece por vías anatómicamente definidas y separadas; donde se puede identificar:



Esquema 6A. Reentrada anatómica en ostium de vena pulmonar superior izquierda.

- una de las ramas del circuito de conducción presenta un bloqueo unidireccional
- se produce recirculación del impulso hasta su lugar de origen
- la arritmia se elimina al interrumpir la vía anatómica

Como ocurre en el flutter, la taquiarritmia que genera suele ser de características monomorfas ante la estabilidad del circuito generado.

b) Reentradas funcionales⁴³⁻⁴⁶ (ver Esquema 6B.)

La reentrada funcional carece de sustrato anatómico definido y puede aparecer en fibras contiguas que presentan propiedades electrofisiológicas diferentes, debidas a heterogeneidad del potencial de acción transmembrana. La dispersión de la excitabilidad, así como la distribución anisotrópica de la resistencia intercelular y refractariedad, permiten el inicio y mantenimiento de la reentrada. Una arritmia clínica producida por reentrada funcional es más probable que sea polimorfa debido a la existencia de diversos circuitos, como ocurre en la FA. Así, la longitud del



Esquema 6B. Reentrada funcional.

circuito funcional viene determinada por la menor que el frente de onda consiga excitar en el tejido que se encuentra por delante y que aún se encuentre al menos en periodo refractario relativo. Si estos parámetros se modifican, el tamaño del circuito puede también cambiar y alterarse la frecuencia de la taquicardia. Las longitudes de onda más cortas predisponen a la fibrilación. Así, apenas existe intervalo excitable y la duración del periodo refractario del tejido del circuito determina fundamentalmente la longitud del ciclo de la taquicardia, debido a que la eficacia estimuladora de la cabeza del próximo impulso es suficiente para excitar al tejido en la cola del impulso precedente. Los impulsos propagados que se originan fuera del circuito no pueden acceder a él con facilidad para reajustar, eliminar o encarrilar la reentrada; por lo que esta se perpetúa. La tendencia de los sistemas de reentradas múltiples en la FA crónica se

orienta hacia la perpetuación y máxima estabilidad mediante la formación de circuitos con la mínima longitud de onda posible. Los cambios en las propiedades del miocardio debido al remodelado llevan a que, siguiendo esta tendencia, los circuitos tengan progresivamente longitudes de onda menores y, por ello, la densidad de los mismos por unidad de volumen de miocardio auricular sea mayor. A este hecho se suma la dilatación auricular asociada al remodelado anatómico que incrementa el sustrato de masa crítica (ver más adelante) auricular donde establecer circuitos de reentrada.

- Reentrada por circuito guía⁴³

La reentrada debida a la existencia de un circuito guía es de suma importancia en la FA. Consiste en un circuito de reentrada que se propaga alrededor de un núcleo refractario funcional (ostium de venas pulmonares) y sigue su trayecto a lo largo de las fibras que tienen un periodo refractario más corto, de modo que el impulso se bloquea en la dirección de las fibras con periodo refractario más largo.

- Reentrada aleatoria⁹

Tiene también gran importancia en la FA. Aparece cuando la reentrada se propaga continuamente y de manera azarosa y caótica, reexcitando áreas excitadas inmediatamente antes por otro frente de onda.

- Reentrada anisotrópica⁴⁴⁻⁴⁶

Tipo de reentrada debida a las características estructurales del sustrato conductor que provocan variaciones en la velocidad de conducción y en el curso de la repolarización a lo largo del tiempo. Incluso en el tejido cardiaco normal, la conducción puede bloquearse en dirección paralela al eje longitudinal de orientación de las fibras, propagarse lentamente en dirección transversa al citado eje y reentrar en el área de bloqueo. Este fenómeno se acentúa en situaciones como la remodelación auricular con abundante distorsión del patrón histológico con

mal alineamiento de las fibras parcheadas de zonas de fibrosis. Debido a la heterogeneidad descrita, es posible que se establezcan circuitos electrofisiológicos como los que a continuación se mencionan, comúnmente referidos como *rotors*:

- *Figura de 8*⁴⁵: consiste en frentes de onda que se propagan en el sentido de las agujas del reloj y en el contrario, alrededor de dos arcos funcionales de bloqueo que se unen en un frente común central, que habitualmente representa la zona lenta del circuito.

- *Onda espiral*⁴⁶: modalidad bidimensional de reentrada que en las tres dimensiones adquiere una morfología helicoidal. Estas ondas espirales son fijas cuando la forma, el tamaño y la localización del arco no cambian durante el episodio; flotantes cuando el arco se aleja de su sitio de origen; o ancladas cuando el núcleo flotante se une a un obstáculo pequeño como por ejemplo el ostium de un vaso sanguíneo.

- Reflexión⁹

Este fenómeno se considera una variedad especial de reentrada. Como esta, necesita una zona de retardo de la conducción y que el tiempo total para que el impulso llegue, salga y regrese al lugar de origen sea mayor que el periodo refractario del segmento proximal. La reflexión es diferente de la reentrada puesto que no necesita de un circuito sino que parece avanzar por la misma vía en ambas direcciones.

Fibrilación auricular

La FA se caracteriza por una activación biauricular irregular rápida (>400 lpm) de las aurículas que condiciona una respuesta ventricular arrítmica. La repercusión clínica de esta actividad eléctrica condiciona una hemodinámica con las siguientes repercusiones clínicas:

- a) Pérdida de la función mecánica auricular debido a que el aleteo/plejía de la pared que no presenta eficacia contráctil. Este fenómeno motiva que:

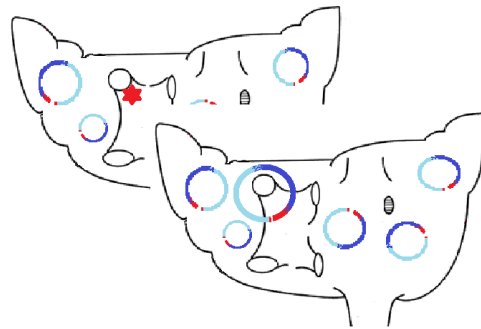
- La sístole auricular supone un 25% del llenado ventricular normal (*atrial kick*). Ocurre en el telediástole y dicho transporte auricular mejora la precarga ventricular, íntimamente relacionada con su contractilidad y la fracción de eyección (Ley de Frank-Starling). La pérdida de transporte auricular y la sincronía aurículo-ventricular supone un deterioro de la función ventricular que, en casos en los que esté de por sí comprometida, puede suponer la descompensación de la insuficiencia cardiaca con empeoramiento de la clase funcional y la tolerancia al ejercicio⁴⁷.

- La ausencia de transporte auricular supone una estasis sanguínea dentro de la cámara, circunstancia predisponente al desarrollo de trombosis intracamerar y cardioembolismo⁴⁸. En el 75-80% de los casos, este tiene lugar al territorio cerebral. El resto se manifiestan como embolismos periféricos a los miembros. Sólo en un limitado porcentaje asientan en territorios como el mesentérico, renal o esplénico.

- b)** La fibrilación auricular rápida provoca una modificación de las propiedades eléctricas del miocardio auricular que perpetúa la arritmia, fenómeno conocido como remodelado⁴⁹.
- c)** El remodelado eléctrico va asociado a la modificación de la estructura histológica^{50,51} de las fibras musculares atriales, incrementándose su desordenamiento y aumentando la presencia de fibrosis parcheada por degeneración focal. Este remodelado anatómico unido a la disfunción contráctil, la sobrecarga de volumen por la insuficiencia de la/s válvula/s aurículoventricular/es que en ocasiones conomita y el estasis sanguíneo por déficit de vaciado de la cámara, lleva a la dilatación progresiva que favorece la retroalimentación de los anteriores fenómenos.
- d)** La conducción aurículo-ventricular del estímulo tienen lugar de forma arrítmica con lo que la eyección ventricular tiene lugar con precargas desiguales entre ciclos. Esto provoca una perfusión periférica con ondas de presión variables que pueden descompensar situaciones de isquemia crónica, junto con el referido deterioro de la función ventricular.
- e)** La conducción aurículo-ventricular de la actividad atrial condiciona una respuesta ventricular rápida que, junto con la sobrecarga de volumen, produce una

dilatación de las cámaras ventriculares (taquicardiomiopatía) potencialmente reversible⁵² si se recupera la frecuencia normal con ritmo sinusal, que suma deterioro de la función sistólica. Este fenómeno también tiene lugar a nivel auricular y contribuye, junto a otros factores, al remodelado anatómico. Probablemente, dado que no es el único factor responsable, el remodelado auricular no tenga tanta reversibilidad como la taquicardiomiopatía desarrollada en ventrículos sometidos a taquiarritmia sostenida de alta frecuencia.

La activación de las aurículas durante la FA exhibe dos patrones diferentes, que comprenden los mecanismos electrofisiológicos anteriormente descritos y que tienen implicaciones clínicas en lo que respecta a su tratamiento mediante ablación:



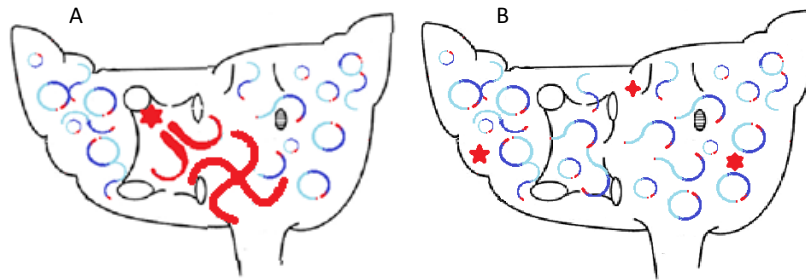
1) Uno de los patrones, propuesto por Haïssaguerre⁵³ (ver Esquema 7.) es secundario a escasas fuentes estables, generalmente focales o pequeños circuitos de reentrada aislados desde los cuales tiene lugar conducción al resto del miocardio

Esquema 7. Electrofisiología de la FA paroxística y crónica "precoz".

siendo la responsable de la situación fibrilatoria. Este mecanismo suele ser el responsable del mantenimiento de la FA paroxística y de las etapas precoces de la crónica (persistente-permanente). Se da con fases poco avanzadas de remodelado anatómico-eléctrico auricular, siendo un sustrato favorable para los esquemas de ablación tipo Maze. Los Maze III y IV pueden aislar focos ectópicos que asientan en el territorio de las venas pulmonares y/o interrumpir las reentradas que se establezcan en el resto de las aurículas ya que, debido a lo limitado del remodelado en esta situación con aurículas de menor tamaño, los circuitos funcionales tienen mayor diámetro y se cierran con longitudes de onda mayores que no pueden completarse sin sufrir la intersección de alguna de las líneas de ablación que los interrumpen.

2) El otro de los patrones, propuesto por Moe^{54,55} en 1962 (ver Esquema 8A.), se caracteriza por múltiples microcircuitos de reentrada erráticos y/o focos ectópicos múltiples cambiantes. Según esta teoría, múltiples frentes de onda activos al mismo momento son conducidos sufriendo colisión que los lleva a fragmentarse en nuevos frentes múltiples secundarios. Estos vagan a través de la aurícula provocando nuevos frentes de onda que vuelven a colisionar unos con otros o con estructuras

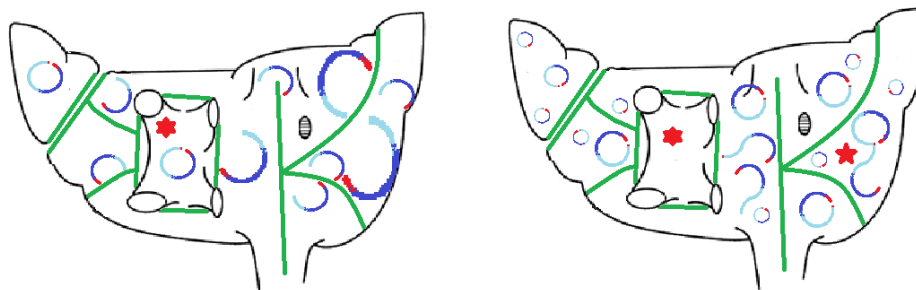
eléctricamente inertes, anulándose mutuamente o dando origen a nuevas reentradas con circuitos funcionales cambiantes en una actividad perpetua. Estos frentes, asimismo, pueden concomitar con focos ectópicos latentes que se activan siendo el origen de nuevas reentradas. Dado que se trata de focos latentes múltiples, su activación témporo-espacial también viene regida por el azar. Esta situación es propia



Esquema 8. Electrofisiología de la FA con alto grado de remodelado según Moe (microrreentradas múltiples erráticas, A) y Jalife (teoría del rotor, B).

de las FA permanentes de larga evolución, con altos niveles de remodelado que condicionan el establecimiento de microcircuitos de reentrada con longitudes de onda menores y multiplicidad de marcapasos ectópicos. Es por ello, un sustrato desfavorable para la ablación por patrones de Maze con mayores tasas de recurrencia ya que las líneas de lesión se establecen sobre un sustrato auricular dilatado con alta densidad de microrreentradas no estables que pueden completarse entre las mismas, amén de la existencia de focos ectópicos que pueden quedar sin aislamiento fuera del territorio de las venas pulmonares.

3) Una variante de esta teoría la constituye la propuesta por Jalife⁵⁶ en el 2002 (ver Esquema 8B.), mediante la hipótesis del rotor. Esta hipótesis sugiere un mecanismo intermedio entre ambos escenarios anteriores, basado en que la FA es desencadenada por latidos ectópicos originados en las venas pulmonares, cuyos frentes de onda se fragmentarían al llegar a la curvatura de la unión veno-auricular generando dos



Esquema 9. Ablación de FA exitosa y fallida con bajos y altos grados de remodelado, respectivamente.

vórtices que rotan en sentidos opuestos. Finalmente, uno de estos vórtices se estabilizaría en la pared posterior dando lugar a la formación de una reentrada funcional o rotor que actuaría como mecanismo de mantenimiento activando el tejido local a elevada frecuencia y de forma altamente regular, generando frentes de onda que se fragmentarían y se propagarían en direcciones altamente recurrentes.

Para todos los patrones de activación, existen cuatro factores que determinan el desencadenamiento y perpetuación de los mecanismos fundamentales del ritmo fibrilatorio:

- a) **Triggers:** generalmente consecuencia de despolarización precoz por actividad desencadenada (postpotenciales), focos ectópicos autónomos y parasistolia.
- b) **Periodo refractario y velocidad de conducción:** ambos con diferentes características de magnitud y distribución espacial en múltiples grados de anisotropismo a lo largo del miocardio auricular, ambos regulados asimismo por:
- c) **Factores moduladores:** como la actividad vegetativa y equilibrios iónico-metabólicos.
- d) **Geometría:** tanto desde el punto de vista macroscópico como histológico que condicione el establecimiento de bloqueos y circuitos de reentrada.

Cualesquiera de los procesos patológicos que pueden acontecer en el corazón ya sean de naturaleza valvular, insuficiencia cardiaca, isquemia coronaria o inflamatorios, condicionan cambios en la estructura y/o fisiología del miocardio auricular que afectan a uno o más de los anteriores factores y pueden condicionar la aparición de la arritmia, que a su vez podrá ser o no perpetuada.

Recientemente se ha hecho gran énfasis en el estudio de la fisiología de las propiedades eléctricas del territorio de la pared posterior de la aurícula izquierda y el antro venoso pulmonar. En humanos, la anatomía descrita en apartados anteriores, es variable y presenta propiedades características de orientación de las fibras musculares como manguitos musculares. En estos, el contenido de tejido conjuntivo se incrementa desde el ostium a medida que se avanza sobre la vena pulmonar. En estudios tanto experimentales como clínicos, se ha comprobado la génesis de automatismos en la región de las venas pulmonares tanto de forma fisiológica como patológica⁵⁷. Estos automatismos corresponden con focos ectópicos y con actividad desencadenada por postpotenciales. La conducción en esta región, asimismo, tiene peculiaridades que la diferencian del resto del miocardio auricular. La duración de los potenciales de acción es mayor y menos homogénea en las venas pulmonares que en el músculo adyacente^{58,59}. Ello hace que, en especial si se añaden procesos de remodelado, se

desarrollen periodos refractarios más largos que en el resto de tejido circundante. En lo que respecta a la velocidad de conducción dentro de las venas pulmonares, esta es de 0,3 m/s, menor respecto del miocardio atrial circundante con velocidades de 0,9 m/s. Esta transición se produce de forma progresiva desde los manguitos musculares a la pared libre. Las propiedades de baja velocidad de conducción se manifiestan particularmente cuando tienen lugar despolarizaciones precoces en ellas. Ello favorece la formación de circuitos de reentrada de entorno a 1 o 2 cm de diámetro. Esta medida es mucho menor a la establecida en el resto del miocardio auricular (aproximadamente 8 cm, que se reduce con el remodelado auricular) lo cual apoya la necesidad de tratamiento de esta región auricular preferiblemente mejor por aislamiento que por intersección con líneas de ablación (ya que las líneas deberían de ser demasiado próximas para impedir el establecimiento de reentradas, como ocurren en el *Star procedure*⁶⁰ y el Maze radial⁶¹). De hecho, la resolución de los métodos de mapeo experimental o clínico no es capaz de discernir reentradas de tan baja longitud de onda, por lo que suelen asumirse erróneamente con focos ectópicos.

Existen diferentes sistemas de clasificación de la FA. El sistema más ampliamente aceptado⁶² fue publicado conjuntamente por la American Heart Association (AHA), la American College of Cardiology (ACC) y la Heart Rhythm Society (HRS). Describe tres escalones evolutivos^{63,64} que se corresponden con la presentación de la arritmia en los episodios clínicos como: paroxística (<7 días de duración, cardioversión eléctrica eficaz), persistente (>7 días de duración, cardioversión eléctrica eficaz) y permanente (cardioversión eléctrica no indicada o ineficaz). Aunque el hecho de que no responda a cardioversión eléctrica sirve como criterio estable de distinción de la FA permanente, el punto de corte de 7 días para distinguir entre paroxística y persistente es completamente arbitrario, existiendo otros trabajos que plantean puntos de corte en 48 horas. Cuando el paciente presenta 2 o más episodios de de arritmia, la FA se considera recurrente. Si dicha recurrencia es autolimitada, la FA se considera paroxística; si no, persistente-permanente. La Heart Rhythm Society y la Society of Thoracic Surgeons (STS) considera¹ no apropiado el término de FA permanente en el contexto de pacientes sometidos a ablación, ya que no se debe aplicar a pacientes en los que ha existido una iniciativa terapéutica para restaurar el ritmo sinusal. De esta forma, la FA permanente pasa a denominarse FA persistente de larga evolución. Cox⁶⁵ ofreció más recientemente una nueva clasificación definiendo la FA en relación a los mecanismos electrofisiológicos anteriormente citados: intermitente (paroxística) y continua (persistente-permanente, debido a que estas categorías suelen compartir patrones de activación análogos y presentan resultados similares en la ablación entre sí, peores que los obtenidos para la paroxística). Esta clasificación, aunque práctica, no ha

sido ampliamente aceptada por todas las organizaciones cardiológicas. Otras clasificaciones distinguen patrones de auriculograma⁶⁶ en categorías según su morfología, con implicación con los mecanismos electrofisiológicos subyacentes. No obstante, independientemente de su clasificación, una categoría no implica un mecanismo específico y es necesario el incremento en el conocimiento para mejorar la definición de cada situación clínica con categorías a las que se adscriban indicaciones de tratamiento para optimizar los resultados de los procedimientos de ablación.

1.4 REMODELADO AURICULAR ANATOMO-ELÉCTRICO

Introducción

La perpetuación de los episodios de FA condiciona cambios en la histología y propiedades eléctricas del miocardio auricular que predisponen al desarrollo y mantenimiento de nuevos episodios de arritmia. Esta serie de fenómenos quedan englobados dentro del concepto de remodelado anatómo⁶⁷-eléctrico⁶⁸ que llevan a que la arritmia se convierta en crónica y autónoma. El remodelado no sólo es consecuencia de repetidos episodios de FA, sino que también actúa como intermediario en la cascada de eventos que llevan a su desarrollo. Ambos aspectos (el fisiológico y el anatómico) tienen lugar al unísono retroalimentando el proceso de cambio cuyo fundamento último subyace en la modificación de la expresión génica del miocardio auricular, aún hoy mal conocida⁶⁹⁻⁷¹.

Cambios en las propiedades eléctricas del miocardio auricular

El remodelado eléctrico de la aurícula parece ser un factor esencial para el mantenimiento de la FA. La estimulación auricular rápida prolongada provoca alteraciones en el miocardio auricular^{53,59} que comprenden el acortamiento y pérdida de la adaptación fisiológica de la refractariedad a la frecuencia y la disminución de la velocidad de conducción. Comoquiera que la reducción del periodo refractario auricular es desproporcionadamente mayor que la disminución de la velocidad de conducción, el frente de onda de las reentradas reduce su tamaño, lo cual promueve la aparición de actividad reentrante (la longitud de onda es la distancia que recorre la onda de despolarización durante la duración de su periodo refractario y es igual al producto de la velocidad de conducción por la refractariedad). Este fenómeno justifica el hecho de que los circuitos de reentrada en la FA paroxística tengan longitudes de onda más amplias que los de las crónicas y, por ello, la tasa de recurrencia tras procedimientos de Maze sea mayor en los segundos. No obstante, no debe considerarse el remodelado como exclusivo de las formas crónicas sino que puede presentarse en diferentes grados en la FA paroxística, progresivamente mayores con la historia natural de la enfermedad^{63,64}.

Las bases iónicas del acortamiento del periodo refractario y de la lentificación de la conducción reside, en último término, en fenómenos estructurales derivados de la marcada reducción de la densidad de los canales de Ca^{++} de tipo L y de las corrientes de Na^+ consecuencia^{72,73} de la modificación de la expresión génica para dichos canales. Cualquier modificación de la frecuencia de activación, incluso de breve duración, puede inducir cambios duraderos de la

electrofisiología cardíaca. Las células aisladas de corazones sometidos a taquicardia transitoria se ha demostrado que sufren prolongación del potencial de acción, causa y consecuencia de la modificación de las corrientes iónicas transmembrana. Alteraciones en la densidad o de la distribución espacial de diferentes tipos de conexinas^{74,75} también pueden alterar la propagación del impulso por las aurículas. También el remodelado vegetativo^{32,76} puede desempeñar un papel importante, tanto en el desencadenamiento como en el mantenimiento de la FA. La denervación vagal selectiva de las aurículas y de los nodos sinusal y NAV favorece la inducción de la FA. La denervación simpática heterogénea de las aurículas favorece el desarrollo de FA mantenida. De estas experiencias se desprende que el predominio vegetativo simpático, en especial si tiene distribución heterogénea en el miocardio auricular, actúa como modulador favoreciendo la aparición y mantenimiento de mecanismos electrofisiológicos responsables de la FA. La estimulación, tanto auricular como ventricular, rápida y sostenida consigue reproducir la prolongación del potencial de acción en diversas especies, de forma similar a lo observado en células aisladas de corazón humano con miocardiopatía dilatada, de lo cual se extiende que puedan tener mecanismos fisiopatológicos comunes que justifiquen el desarrollo de taquicardiomiopatía, forma de remodelado anatómico extremo.

Cambios biológicos del miocardio auricular

En la aparición del automatismo ectópico, la expresión de genes como el antígeno HNK-1⁷⁷, marcador específico en el desarrollo embrionario del tejido de conducción especializado, se aprecia en el territorio de las venas pulmonares de los modelos experimentales en FA. Asimismo se ha descrito la presencia de células P, transicionales y células de Purkinje en el tejido de las venas pulmonares humanas, en relación a la potencial función de marcapasos que en ellas puede alojarse. Este hecho ha sido comprobado mediante la desconexión⁹ de las venas pulmonares del resto del miocardio auricular y la comprobación de su capacidad de generar autónomamente y tras estímulo químico (isoproterenol) o eléctrico, potenciales eléctricos procedentes de los manguitos distales. Los cambios acontecidos en el remodelado no hacen sino incrementar la inestabilidad eléctrica de membrana favoreciendo la aparición o puesta de manifiesto de focos autónomos por incremento de la excitabilidad.

Otros cambios funcionales involucran cambios en la actividad endocrino-metabólica. La obtención de energía por el miocardio aurícula pasa de ser fundamentalmente a partir de la β -oxidación de ácidos grasos a predominar la glucólisis. Este hecho determina una menor disponibilidad de energía, y por ello, menor eficacia contráctil. Asimismo, se produce un aumento de la secreción de péptido natriurético atrial (PAN) y cerebral (BNP)⁷⁸ de origen

cardíaco, como respuesta adaptativa de la aurícula izquierda. También se elevan los niveles de angiotensina II⁷⁹, aldosterona⁸⁰ y factor de crecimiento transformante β (TGF- β)⁸¹; que contribuyen al remodelado y a otros fenómenos fisiopatológicos de la FA por su efecto proliferativo, proinflamatorio^{82,83}, fibrogénico^{80,81,84} y protrombótico.

Cambios estructurales del miocardio auricular

En lo que respecta al remodelado anatómico, la modificación de la expresión génica tiene repercusión en las señales intracelulares de tropismo que motivan tanto la apoptosis celular incrementada junto a la hipertrofia miocitaria y la fibrosis intersticial⁸⁴. La infiltración inflamatoria linfo-histiocitaria es mayor en el miocardio sometido a FA⁸². Asimismo, también acontecen cambios estructurales intracelulares como edema, picnosis nuclear y pérdida nuclear. Otros cambios involucran la modificación de las proteínas estructurales pasándose del isómero α de la cadena pesada de miosina (rápida) al isómero β (lenta). Estas señales intracelulares vienen condicionadas por mediadores intrínsecos del ciclo celular⁷¹ pero también por las modificaciones iónicas derivadas del cambio en la expresión de canales (aumento de los niveles de Ca^{++} citosólico)^{72,73}. Estos fenómenos hacen que la heterogeneidad del miocardio auricular se incremente tanto en lo que respecta al desordenamiento histológico como a la anisotropía en la distribución de las propiedades eléctricas. Esta situación favorece la aparición de bloqueos unidireccionales necesarios para el establecimiento de reentradas y focos de actividad ectópica. La modificación del sustrato anatómico se añade a la eléctrica anterior y justifica que la longitud de onda de los circuitos de reentrada sea de menor tamaño, principal factor implicado en la recurrencia tras la ablación.

El remodelado auricular en la enfermedad valvular reumática

Mención aparte requieren las características del remodelado auricular consecuencia de la enfermedad reumática. Generalmente, se trata de un proceso de evolución lenta pero más prolongada que la historia natural de otras cardiopatías concomitantes, asociado a sobrecarga de presión auricular y con la propiedad de tratarse de una afectación cardíaca global (pancarditis), a diferencia de otros procesos valvulares de más corta evolución y con afectación restringida al complejo valvular. La histopatología característica de la cardiopatía reumática presenta lesiones granulomatosas (nódulos de Aschoff), que favorecen la desorganización de las fibras de miocardio y la formación de reentradas anatómicas. Asimismo, la necrosis miocitaria está incrementada y existe un componente inflamatorio de miocarditis crónica

(infiltración linfomonocitaria) exacerbado¹⁸⁶. La degeneración miocárdica se asocia a necrosis y fibrosis distribuida de forma parcheada, con la presencia característica de calcificaciones en la pared auricular. Asimismo, a diferencia de otras cardiopatías que pueden quedar corregidas tras la cirugía (reparación valvular, revascularización), la cardiopatía reumática se mantiene activa incluso en ausencia de reagudizaciones del proceso autoinmune⁸⁵. Toda la anterior distribución de fenómenos fisiopatológicos hace que la enfermedad reumática presente mayor prevalencia de FA así como de un sustrato poco propicio para la ablación.

Masa crítica y remodelado auricular

El concepto de masa crítica auricular fue introducido por Allesie^{51,55,181}, describiendo en sus experiencias con animales la necesidad de una cantidad de tejido auricular mínima a partir de la cual es posible la aparición/inducción de circuitos de reentrada y la aparición de arritmias auriculares. Así, en el conejo, debido al pequeño tamaño de sus aurículas, no era posible la inducción de FA a pesar de presentar incluso dilatación de las mismas. Por ello, este concepto viene a vincular el desarrollo de circuitos de reentrada con el tamaño auricular, de tal forma que sin una superficie auricular suficiente no es posible que dichos circuitos se establezcan al, por su longitud de onda, no poder ser completados.

Actualmente, además del concepto anatómico, se ha añadido el funcional o eléctrico, aunándose conjuntamente en el concepto de remodelado auricular. Los fenómenos de cambio anatómico y eléctrico se producen de forma pareja y, asimismo, los cambios en las propiedades eléctricas anticipan la aparición de la arritmia para dilataciones auriculares inferiores, de igual forma que si las propiedades eléctricas fueran constantes y aconteciese exclusivamente dilatación auricular (ver Esquema 10).

Se define como remodelado auricular al concepto resultante de la interacción de una geometría tisular alterada con dilatación auricular (superficie y masa auricular incrementada) y desordenamiento de las fibras miocárdicas, junto a una distribución heterogénea de la velocidad de conducción y de los periodos refractarios. A medida que el tamaño auricular se incrementa, la velocidad de conducción disminuye y el periodo refractario desciende, la probabilidad de inicio y mantenimiento de la FA se incrementa. El concepto de remodelado auricular^{86,87} justificaría que, a pesar del patrón de Maze completo, puedan cerrarse circuitos de reentrada entre líneas de lesión, a la vista del hecho de que existe una mayor densidad de microrreentradas en el miocardio de la FA crónica. Este fenómeno es conjunción de dos factores:

- la tendencia a ser mínima la longitud de onda de los circuitos de reentrada funcionales aleatorios establecidos por la modificación progresiva de las propiedades

bioeléctricas del sustrato donde asientan.

- el incremento progresivo del volumen y masa de miocardio auricular .

Expresado formalmente:

$$\delta = f\left(\frac{n}{m_v}\right)$$
$$n = f(\lambda, m_v) \quad | \quad \lambda = \bar{v} \cdot PR_{max} \rightarrow \min$$

donde:

δ es la densidad de reentradas por unidad de volumen de miocardio auricular

n es el número de reentradas establecidas en el miocardio auricular

m_v es el volumen de miocardio auricular

λ es la longitud de onda media de las reentradas del miocardio auricular

\bar{v} es la velocidad de conducción media del frente de despolarización de las reentradas

PR_{max} es el periodo refractario más largo medio del elemento constituyente de cada circuito de reentrada

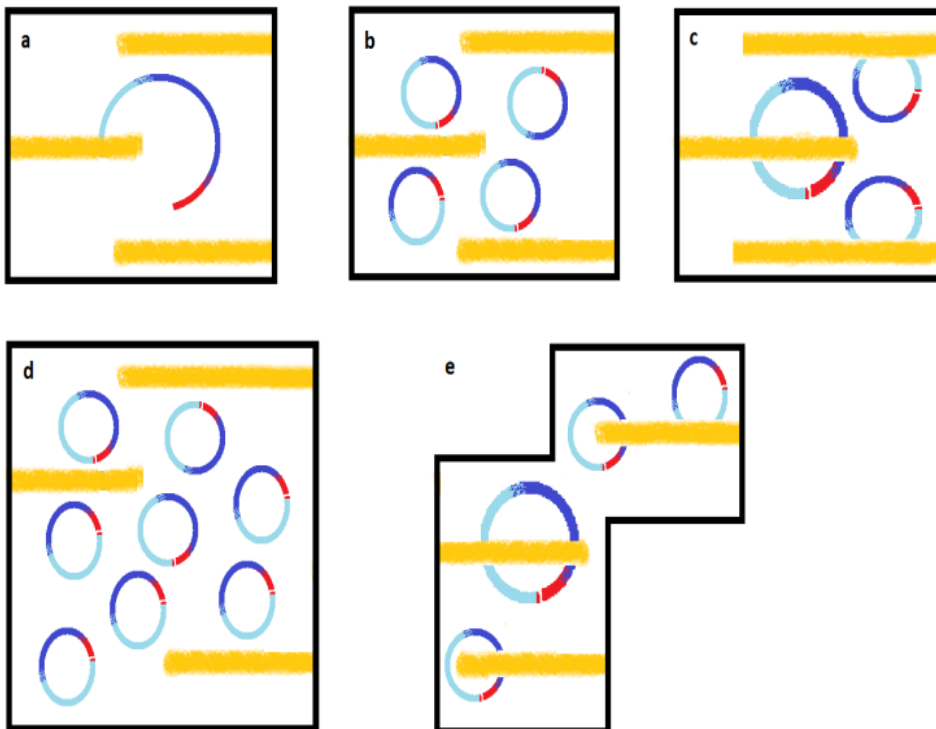
Por ello, es posible que el patrón Maze completo no sea suficiente en el caso de aurículas de gran volumen, por lo que la adición de procedimientos como podría ser la reducción auricular, a modo de complemento de la ablación, podría contribuir a corregir parcialmente algunos de los factores involucrados en el incremento de masa crítica del sustrato auricular, responsable del fracaso en la ablación (ver Esquema 10.).

La adecuada función valvular y la situación compensada de la función ventricular tienen un papel protagonista también tanto en el control de la progresión del remodelado como de la aparición de la FA. De esta forma, experiencias apuntan que un incremento en 10 cmH₂O de la presión intracameral de la aurícula izquierda modifica, en modelos experimentales, las propiedades eléctricas a nivel de la unión atrio-venosa izquierda⁵⁸ favoreciendo la aparición de rotors dominantes. Esta presión incrementada de forma sostenida retroalimenta el proceso favoreciendo el crecimiento auricular.

La mayoría de fármacos antiarrítmicos basan su efecto en una impregnación del miocardio modificando sus propiedades electrofisiológicas, fundamentalmente mediante la estabilización del potencial de membrana (corrigiendo la actividad ectópica automática y desencadenada) así como la mejoría de la velocidad de conducción y la prolongación de los periodos refractarios. Estos efectos antagonizan las alteraciones propias del remodelado ampliando la longitud de onda de los frentes de reentrada. Este efecto debe ser tenido en cuenta como un factor más coadyuvante en el éxito del mantenimiento del ritmo sinusal postablación (ver Esquema 10.).

El remodelado auricular es un proceso reversible, al menos en las primeras fases. El tamaño y la función auricular pueden mejorar con algunos fármacos (inhibidores de la enzima

convertidora de angiotensina, bloqueantes de los receptores de angiotensina-1^{79,88}, bloqueadores de los receptores de aldosterona⁸⁰, simvastatina⁸⁹), tras la restauración del ritmo sinusal, o tras la cirugía valvular. Parece lógico que, actuando de forma precoz sobre los factores precipitantes del remodelado estructural, se obtenga mayor beneficio que con el tratamiento paliativo dirigido exclusivamente sobre los mecanismos eléctricos (fármacos antiarrítmicos, cardioversión eléctrica, ablación).



Esquema 10. Modelo de ablación 2D en diferentes situaciones:

- a: bajo grado de remodelado, ablación exitosa.
- b: alto grado de remodelado (δ alta) sin incremento de la masa miocárdica (m_v constante), ablación fallida.
- c: alto grado de remodelado con tratamiento farmacológico (δ menor) sin incremento de la masa miocárdica (m_v constante), ablación exitosa.
- d: masa crítica aumentada con alto grado de remodelado (δ alta) con incremento de la masa miocárdica (m_v aumentada), ablación fallida.
- e: d bajo tratamiento farmacológico y reducción auricular, ablación exitosa.

Valoración clínica del remodelado auricular

Dada la íntima relación del grado de remodelado auricular con la historia natural de la FA y las alteraciones fisiológicas del sustrato auricular, su valoración en la práctica clínica podría presentar gran utilidad para determinar futuras posibilidades de actuación terapéutica. Así, los anteriores cambios patológicos descritos, ocurridos en las esferas estructural y funcional de la fisiología auricular, pueden ser objetivados y graduados a través de mediciones realizadas en pruebas diagnósticas cotidianas. No obstante, los resultados de dichas pruebas complementarias se traducen en aproximaciones a los fenómenos fisiopatológicos, identificables a nivel experimental, de cuya ocurrencia se obtienen resultados relacionados de forma más o menos directa con los anteriores fenómenos y no necesariamente de forma congruente con los resultados hallados en la práctica clínica; pero que sin embargo hacen posible la incorporación de parámetros objetivos en la toma de decisiones para el manejo de los pacientes con FA. Dichas pruebas se pueden clasificar atendiendo, igualmente, a las dos dimensiones constituyentes del remodelado auricular:

Valoración del remodelado auricular anatómico

Fundamentado en la utilización de pruebas de imagen cardíaca que incluyen:

- **Resonancia magnética y angiotomografía axial computarizada**: siendo, especialmente la primera por las posibilidades de reconstrucción tridimensional y la calidad de detalle anatómico ofrecido, el *gold standard* en la valoración del volumen auricular izquierdo. Dicha medición implica una mínima tasa de error al considerar las tres dimensiones de la cámara. Permite asimismo valorar detalles anatómicos como el apéndice auricular izquierdo y la posición y variantes anatómicas de las venas pulmonares así como el volumen auricular derecho. En el estudio dinámico, permite la valoración de la función valvular y ventricular. La principal limitación de estos procedimientos reside en su disponibilidad en la práctica cotidiana tanto por su falta de inmediatez como por su aplicación limitada en contexto de un estudio cardiológico convencional. Su aplicación sistemática no sería eficiente ni clínicamente posible ya que, asimismo, requieren la utilización de contrastes intravenosos. En el campo de la resonancia magnética, su capacidad para la detección de áreas de fibrosis ha permitido la reciente descripción del *score* Utah, que valora el porcentaje de fibrosis miocárdica biauricular, permitido la estratificación preoperatoria de la probabilidad de éxito postablación de FA.

- **Ecocardiografía transtorácica y transeofágica:** con diferente grado de resolución y de dependencia de la calidad de la ventana acústica, la ecocardiografía constituye un estudio preoperatorio sistemático en el contexto prequirúrgico de cirugía cardíaca. Ambas exploraciones, pueden ser casi inmediatas; eficientes; dinámicas aunque explorador-dependientes, particularmente la transeofágica. Permiten la valoración simultánea de la función valvular y ventricular, tanto en reposo como en esfuerzo/estrés, de requerirse. En la valoración del tamaño auricular izquierdo, permiten la obtención fundamentalmente del diámetro septo-lateral, medido en modo M en ecocardiografía transtorácica. El área auricular constituye una media más ajustada al tamaño auricular al considerar dos dimensiones de la cámara²⁰². La ecocardiografía transeofágica es superior a la transtorácica en la valoración de la ocupación del apéndice auricular izquierdo por trombo o su exclusión completa/incompleta tras un procedimiento quirúrgico.

Valoración del remodelado auricular eléctrico

- **Estudio electrofisiológico:** procedimiento invasivo percutáneo basado en la navegación con electrocatéteres guiados mediante radioscopia con funciones de estímulo y detección, que permiten analizar y registrar los cambios en la fisiología eléctrica cardíaca, cuando se interfiere sobre la misma, contribuyendo a la provocación e interrupción de fenómenos arrítmicos. El registro suele llevarse a cabo en este medio mediante electrocatéteres multidetector desde un esquema bipolar. La interpretación de los registros obtenidos permite determinar el mecanismo electrofisiológico de los fenómenos arrítmicos, permitiéndose el registro directo de parámetros como el periodo refractario y la velocidad de conducción de estímulo.

- **Sistemas de mapeo electrofisiológico. CARTO®:** adaptación del estudio electrofisiológico a un entorno computacional, con incorporación de una navegación tridimensional basado en la navegación por identificación de la posición de los anteriores catéteres y puntos de referencia por estereotrigonometría desde tres puntos de referencia fijos en el laboratorio. Permite la obtención de mapas de registros tridimensionales con aplicabilidad análoga a la del anterior estudio electrofisiológico pero con mejores posibilidades de interpretación y complejidad de información ofrecida, permitiendo abordar la identificación de fenómenos arrítmicos y reproducción de patrones de ablación más complejos.

- **Análisis de señal electrocardiográfica:** detallado de forma amplia en el apartado 1.6 *Registro y análisis de la señal electrocardiográfica auricular en la FA*, se describe una metodología basada en el análisis de la organización de la actividad auricular del ECG de superficie digitalizado tras un procesado de señal y eliminación (o cancelación) de la actividad eléctrica ventricular. La disponibilidad de este registro, permite la obtención de parámetros eléctricos de la función auricular, con aplicabilidad clínica, de forma no invasiva y con amplia disponibilidad en la práctica cotidiana; tras el consiguiente procesado matemático de la señal. Los resultados obtenidos en la experiencia de Rieta y Alcaraz et al.¹⁵⁹ validan dicha metodología al existir estrecha correlación de los parámetros de organización de señal obtenidos con registros invasivos electrofisiológicos. Así, en el contexto de la FA, la modificación de las propiedades eléctricas (periodo refractario, velocidad de conducción) determinables en el estudio electrofisiológico condiciona las características de los macro/microcircuitos de reentrada establecidos (longitud de onda, densidad de reentradas, periodicidad) y, por consiguiente, características diferenciales en la onda f electrocardiográfica como representación global de la actividad eléctrica biauricular.

1.5 ABLACIÓN QUIRÚRGICA

Introducción

En el presente capítulo se realizará una revisión amplia de todos los aspectos que conciernen a la ablación quirúrgica; comenzando por la revisión de la evolución histórica de los patrones y procedimientos hasta llegar a la situación actual, donde se revisa el amplio abanico de posibilidades técnicas que se describen con detalle. Se analizan asimismo las indicaciones, complicaciones y resultados de acuerdo con la literatura actualizada.

Breve revisión histórica

Numerosos procedimientos quirúrgicos han sido desarrollados a lo largo de la historia de la cirugía cardíaca como tratamiento de multitud de arritmias como la macrorreentrada del Wolff-Parkinson-White, taquicardia por reentrada intranodal y la mayoría de formas de flutter auricular. No obstante, el desarrollo de la radiofrecuencia monopolar, el intervencionismo con catéteres y los sistemas de registro y mapeo han llevado a que, muchos de los procedimientos pioneros hayan quedado en el progresivo abandono en aras de la ablación percutánea, teniendo no más que un mero interés histórico. Sin embargo, la ablación quirúrgica de la fibrilación auricular, desarrollada a partir de los años 80, sobrevive en nuestros días como una alternativa terapéutica válida en el tratamiento de esta arritmia supraventricular^{90,91}.

La necesidad de desarrollar técnicas quirúrgicas para tratar la fibrilación auricular, surge de la necesidad de dar una solución a un problema con importantes repercusiones clínicas donde, la terapia antiarrítmica farmacológica muestra pobres resultados unidos a un desarrollo incompleto de las técnicas intervencionistas. Aunque los procedimientos tempranamente descritos y aplicados, hoy en día no son empleados, es virtualmente imposible entender la situación actual sin prestar atención a las lecciones aprendidas de la senda histórica marcada por aquellos primeros esfuerzos. De hecho, la mayoría de fallos, recurrencias y complicaciones en los procedimientos de ablación percutánea o quirúrgica contemporáneos, resultan de la falta de conocimiento y solución a problemas ya identificados en las fases germinales.

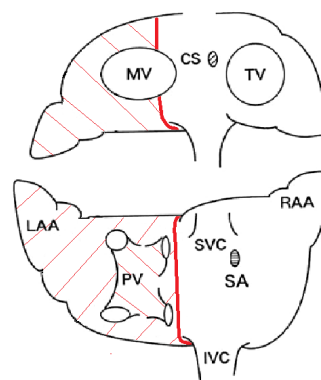
Procedimientos tempranos (“pre-Maze”)

Aparecidos durante la década de los 80 contribuyeron, paralelamente a su desarrollo y puesta en marcha en la práctica clínica, a incrementar el conocimiento sobre los mecanismos

fisiopatológicos de la arritmia y a fundar las bases de las técnicas de ablación actual (Maze). Sin embargo, todos ellos no contribuían a la recuperación de la contracción sinusal biauricular sino que, en diferente medida trataban de recuperar la ritmicidad de la contracción ventricular aislando eléctricamente la arritmia en un área auricular mientras el resto del tejido quedaba bajo el predominio del nodo sinusal. Con ello persistía el riesgo tromboembólico incrementado a la vez que, en algunos de ellos, tampoco se conseguía recuperar la mejoría del llenado ventricular que supone la sístole auricular.

- Aislamiento de aurícula izquierda⁹² (ver Esquema 11.)

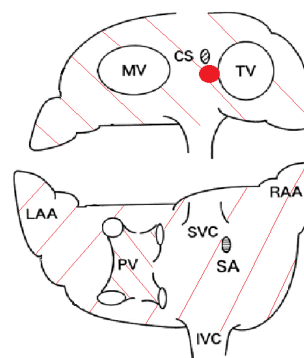
Desarrollado en 1980 por el equipo de Cox, se basaba en confinar la FA a la aurícula izquierda mientras se dejaba el resto del ritmo cardíaco dependiente del NS. Este procedimiento conseguía restaurar el ritmo ventricular regular e, inesperadamente, recuperaba la hemodinámica cardíaca normal. La razón de este fenómeno se justificó por el hecho de que las cámaras derechas latían de manera sincronizada y, el *output* de sangre generado en la circulación menor daba un retorno pulmonar rítmico, sin distorsión por la pobre actividad mecánica de la aurícula izquierda en fibrilación, al que se adaptaba el ventrículo izquierdo.



Esquema 11. Aislamiento auricular izquierdo. Porción rallada persiste en FA, resto en ritmo sinusal. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: orejuela derecha.

- Ablación por catéter del complejo NAV-Haz de His

Alternativa propuesta por la cardiología electrofisiológica intervencionista que se conserva en la actualidad⁹³ como posibilidad paliativa final en caso de cualquier tipo de arritmia supraventricular refractaria al control de la respuesta ventricular acelerada. Descrito y aplicado por Scheinman en 1982^{94,95}, suponía un aislamiento eléctrico biauricular completo creando un bloqueo AV completo (ver Esquema 12.), permaneciendo la arritmia en ambas aurículas sin contribución contráctil y con el consiguiente riesgo tromboembólico. Inicialmente, la lesión fue

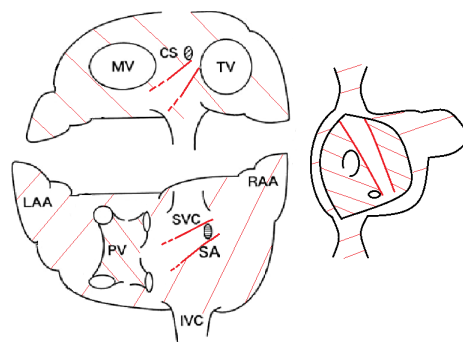


Esquema 12. Ablación del NAV. Porción rallada persiste en FA, resto en ritmo sinusal. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: orejuela derecha.

quirúrgica por crioablación pero pronto paso a ser realizada con un catéter de fulguración sustituyéndose posteriormente por la radiofrecuencia monopolar que permitía mejor control de la liberación de energía y lesividad más adecuada. De esta manera se conseguía evitar el efecto detrimental de la arritmicidad en la sístole ventricular, manteniendo una frecuencia regular por medio del implante de un marcapasos VVI permanente.

- Procedimiento del “corredor” o del “pasillo”

Guiraudon⁹⁶ en 1985 describió esta técnica para el control del ritmo ventricular en la fibrilación auricular, creando una lesión a modo de una banda de miocardio que comunicase ambos nodos y los dejase aislados del resto del miocardio auricular donde se confinaría la arritmia (ver Esquema 13.). Nuevamente no recuperaba la sincronía aurículo-ventricular, mejoraba la postcarga ventricular o reducía el riesgo cardioembólico. Las escasas ventajas mostradas primaron sobre su inicial sencillez y fue abandonado tempranamente.



Esquema 13. Septotomía del “corredor” o “pasillo”. Porción rallada persiste en FA, resto en ritmo sinusal. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: orejuela derecha.

Hacia el procedimiento del “laberinto” (Maze)

Durante la segunda mitad de la década de los 80 y principios de los 90, siguiendo la línea de lo aprendido con las anteriores contribuciones por los autores mencionados, nuevos avances en la comprensión de la fisiopatología de la FA y la propia experiencia acumulada del equipo de Cox⁵⁷, llevaron al ambicioso proyecto de desarrollar un patrón de ablación, entendida como tal aquella capaz de eliminar toda arritmia auricular por reentrada. La recuperación del ritmo sinusal con el patrón Maze III⁹⁷ no surgió inicialmente como hoy se conoce sino que fue el producto de la evolución de diferentes esquemas basados en un mejor conocimiento de los mecanismos anatómo-electrofisiológicos implicados y un curso progresivo de prueba-error en el ámbito experimental y clínico. El procedimiento Maze nació de las experiencias previas y nuevas investigaciones sobre la aplicación de cicatrices en el tejido auricular para estudiar las arritmias. Así, se planteó la utilización de líneas cicatrizales para el tratamiento de la FA. De

hecho, en palabras del propio Cox, el principal valor de la técnica Maze *no reside en que permite curar la arritmia, sino que la explica*⁹¹. Cox instauró el procedimiento basado en dos principios que consideró básicos para conseguir la restauración del ritmo sinusal y la funcionalidad auricular^{90,91,98}:

1. La fibrilación auricular es un fenómeno patológico crónico que, en su historia natural, puede tener su origen en la totalidad del miocardio auricular. Por ello, para conseguir un resultado exitoso y duradero, no se concibe otra posibilidad que la aplicación de una patrón de ablación extenso y biauricular
2. Las líneas de ablación deben funcionar como bloqueos de conducción, entendidos tales como transmurales, consistentes y permanentes.

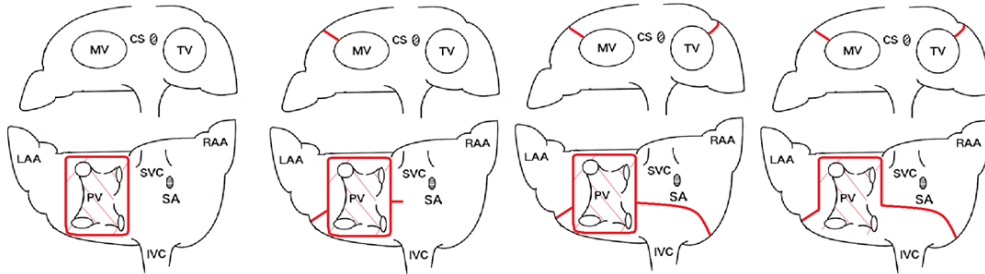
- Desde el aislamiento de venas pulmonares a la transección biauricular (Esquema 14.)

Los trabajos de Haïssaguerre et al. demostraron la inducción de FA cuando se aplicaba un estímulo eléctrico en la pared posterior de la aurícula izquierda, entre las venas pulmonares⁵³. El propio Cox se refiere a este artículo como uno de los peor entendidos de la literatura sobre electrofisiología⁹¹. Basados en este principio, el aislamiento circunferencial de las cuatro venas pulmonares en una lesión cuadrada simulando un caja (*box*) llevaría a un principio heredado de la etapa anterior, confinar la arritmia a una porción de miocardio auricular con la diferencia de que, en este caso, la práctica integridad de ambas aurículas permanecería bajo el influjo del nodo sinusal preservándose la sincronía AV, el llenado ventricular telediastólico y la actividad mecánica auricular sin permitir el estasis sanguíneo. Los resultados clínicos y experimentales del grupo de Cox pronto concordaron con los de Haïssaguerre pero añadió dos observaciones^{91,95}:

- El grado de recurrencia de la arritmia era inaceptable en palabras del propio Cox, siendo mejor en los casos de FA paroxística pero con un fracaso a corto-medio plazo del 30%.
- La aplicación de la técnica, en muchos experimentos animales conllevaba, a veces de inmediato, el desarrollo de flutter auricular.

Cox llega a la explicación de este fenómeno reconociendo el error planteado en la interpretación de la estimulación de la pared posterior de la aurícula izquierda. Haïssaguerre mostró con sus experiencias la inducción de la FA, sin embargo no el mecanismo por el que la fibrilación auricular se mantenía. De esta manera se establecía la frontera ya observada en la clínica que lleva a la clasificación clásica de

fibrilación auricular en intermitente y continua. La experiencia aprendida llevó a justificar que la fibrilación crónica probablemente estuviese sujeta a mecanismos



Esquema 14. Evolución de patrones de aislamiento de venas pulmonares hasta la transección biauricular desarrollados según los modelos de Cox. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: orejuela derecha.

electrofisiológicos diferentes. Por ello, el optimismo inicialmente fundado de que, para curar la fibrilación auricular era suficiente con aislar los orificios de las venas pulmonares, se convirtió en la decepción que conduciría al desarrollo del primer patrón de ablación Maze I⁹⁸.

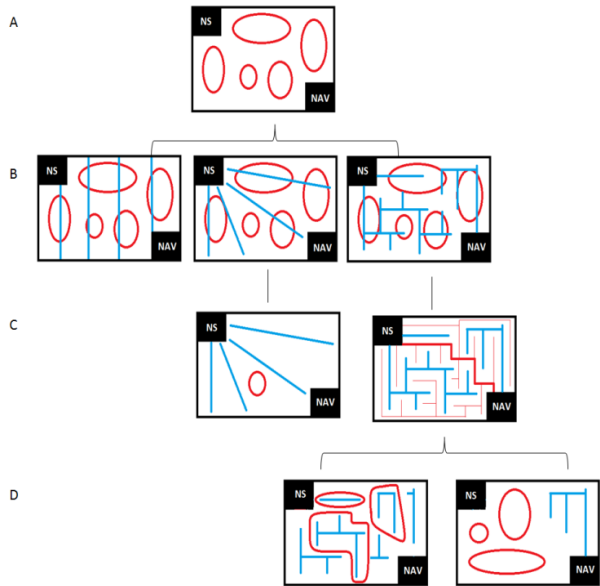
La fibrilación auricular continua de más de 10 años de duración no requiere ningún estímulo para ser inducida, ya que ambas aurículas permanecen en FA sin interrupción. Por ello, el aislamiento de venas pulmonares debía tener algún papel en la FA paroxística pero no así en la continua. La persistencia de FA en el tiempo se asocia a un proceso de remodelado anatómico-eléctrico descrito en los trabajos de Wijffels quien acuñó la frase: *la fibrilación auricular llama a fibrilación auricular*⁴⁹, en el sentido de que es la propia de la arritmia la que perpetúa sus mecanismos electrofisiológicos.

Los experimentos del grupo de Cox en modelos caninos permitieron complementar el patrón de aislamiento de venas pulmonares. Al primer patrón de *box* se incorporaron sendas incisiones laterales hasta el nivel del anillo valvular mitral (istmo mitral) y otra incisión medial hacia el septo interauricular. Estas lesiones prevenían el desarrollo de fibrilación auricular en todos los animales estudiados, con la anteriormente mencionada conversión de la arritmia en flutter auricular estable, en muchos de los casos.

Antes de la descripción del circuito de flutter auricular común por García-Cosío⁹⁹, el equipo de Cox intuyó que este debía establecerse en la aurícula derecha. Por ello, la macrorrentada fue interrumpida extendiendo la atriotomía izquierda medial a través del la aurícula derecha entre las venas cava superior e inferior posteriormente y

anteriormente hacia el nivel del anillo valvular tricúspide por la pared libre auricular. En un intento de mejoría, se evaluó el anterior patrón desarrollando finalmente el procedimiento de transección biauricular eliminando la porción de *box* que cerraba inferiormente las venas pulmonares. Al menos en el modelo animal, no era necesario rodear toda la pared posterior de la aurícula izquierda. Para conseguir la ablación de la fibrilación auricular era suficiente una incisión única a través de las dos aurículas que se extendía a través del septo interauricular. La transección biauricular conseguía invariablemente controlar tanto la inducción como el mantenimiento de la fibrilación y del flutter auricular. Sin embargo, desafortunadamente, el procedimiento era efectivo pero no curativo en su aplicación clínica dadas las recurrencias observadas en el seguimiento, lo que parecía orientar a una necesidad de un patrón más completo y complejo basado en el mejor conocimiento de la electrofisiología de la FA para conseguir su ablación completa.

En base a la necesidad de desarrollar patrones de ablación más avanzados que permitiesen la restauración del ritmo sinusal conservando la función de transporte auricular, se propusieron diferentes estrategias lesionales (ver Esquema 15.) que cumpliesen además los principios anteriormente expuestos por Cox^{90,91}. Inicialmente se planteó la posibilidad de llevar a cabo una compartimentación completa biauricular. Sin embargo, este patrón no permitiría el acceso del estímulo del NS al NAV y dejaría la aurícula parcheada en áreas eléctricamente independientes con la FA acantonada de forma permanente en cada una de ellas. Un patrón radial de lesiones con centro en el NS permitiría recuperar la conducción del estímulo del NS al NAV y conservar la función de transporte. No obstante, en las divergencias de estas lesiones, se

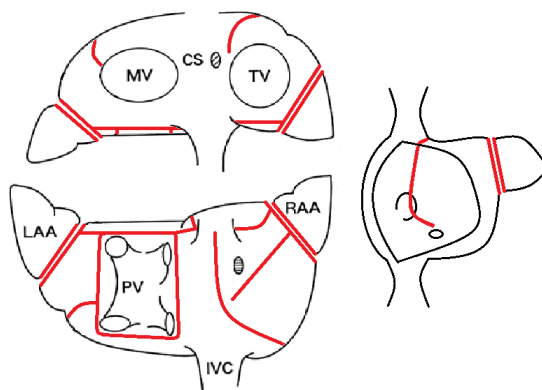


Esquema 15. Experiencias de Cox. A: fibrilación auricular. B: estrategias de patrón lesional para ablación: compartimentación, radial, laberinto. C: resultado postablación: recurrencia en el patrón radial, éxito con el laberinto. D: recurrencia de la ablación por incumplimiento de los principios de Cox: ausencia de transmuralidad y patrón incompleto no biauricular. NS: nodo sinusal. NAV: nodo aurículo-ventricular.

produciría una separación suficiente para la reaparición de reentradas que permitiesen la recurrencia de la arritmia. Finalmente, el patrón en laberinto cumpliría los tres objetivos: conectar eléctricamente el NS y NAV, permitir la conducción de dicho estímulo al resto de las aurículas conservando la función mecánica y evitar la formación de reentradas entre líneas cicatrizales. Aunque el propio Cox refiere que son posibles más de 1000 patrones de laberinto⁹¹, las experiencias en laboratorio y posteriormente clínicas llevaron al desarrollo del patrón de ablación como se conoce en la actualidad.

Maze I (ver Esquema 16.)

El progreso en el estudio de las arritmias auriculares llevó a describir una técnica quirúrgica capaz de interrumpir cualquier circuito de reentrada potencialmente establecido en las aurículas^{100,101,102}. Además, las



Esquema 16. Maze I. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: orejuela derecha.

lesiones practicadas se dispondrían de tal forma que permitiesen que el estímulo del NS pudiese propagarse a toda la extensión de ambas aurículas de manera ordenada entre las lesiones y estructuras anatómicas eléctricamente inactivas⁹¹. Así, el resultado postoperatorio conduciría a una activación auricular completa dependiente del NS, conducida a los ventrículos por vía fisiológica y con preservación de la función eyectiva, restaurando la hemodinámica cardíaca normal. Para ello, las lesiones se disponían en un patrón tridimensional a lo largo de las dos aurículas que, desplegado, daba un aspecto de laberinto.

El patrón de Maze I presentó las siguientes lesiones^{90,101}:

Aurícula izquierda

- *Box-lesion* de venas pulmonares.
- Istmo mitral: ambas herencia de las experiencias anteriormente descritas.
- Exclusión de apéndice auricular izquierdo.

Aurícula derecha

- En la pared latero-posterior de la aurícula, lesión que se extiende por los primeros milímetros de la vena cava superior y posteriormente se incurva hacia

anterior para acceder a la zona del istmo cavo-tricuspídeo, abandonando la línea que une ambas vena cavas.

- Exclusión de apéndice auricular derecho.
- Por el interior del apéndice auricular derecho escindido, se extiende una incisión a través de la pared lateral de la aurícula hasta llegar a las proximidades de la primera lesión atrial derecha descrita.

Septo interauricular

- Septotomía anterior al orificio de desembocadura de la vena cava superior, pasando a través de la fosa oval, incurvándose hacia anterior hasta la proximidad del seno coronario.

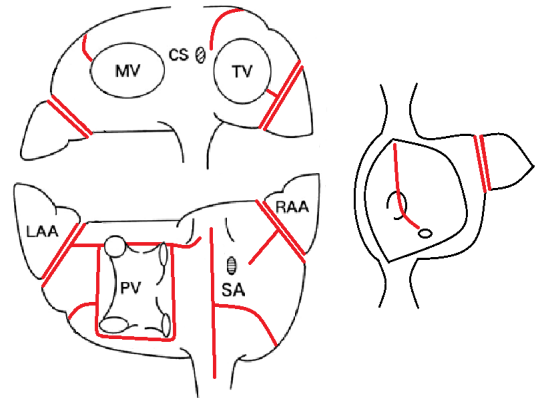
Biauricular

- Desde ambos apéndices auriculares escindidos, se realiza una lesión que cruza ambas aurículas por el techo pasando:
 - desde los primeros milímetros de la cara anterior a la vena cava superior desde donde comunica con la anteriormente referida septotomía
 - forma uno de los laterales del *box-lesion* por encima de las venas pulmonares superiores.

Fue aplicado en 32 pacientes en la serie comunicada por Cox entre 25 de septiembre de 1987 y el 16 de abril de 1992^{100,101}. Aunque eficaz en el control de la FA, demostró problemas tardíos de dromo y cronotropismo con retrasos en la conducción sino-atrial e interauricular, lo que resultaba en una reducción de la contracción de la aurícula izquierda. La probable explicación residió en que la lesión de techo biauricular lesionaba el haz de Bachmann y, junto a la septotomía por la fosa oval, quedaban interrumpidas las principales vías de conducción interatrial. De esta manera, la activación auricular izquierda tenía lugar a más de 150 ms de la activación derecha en lugar de los fisiológicos 40 ms. Este retraso de conducción hacía que prácticamente la aurícula izquierda se activase al mismo tiempo que el ventrículo izquierdo, contra la válvula mitral ya cerrada⁹⁷. Además, la pequeña atriotomía situada justo anterior al orificio de la vena cava superior, para atravesar la zona donde asentaban las taquicardias por reentrada sino-atrial, lesionaba la zona del complejo del NS que posteriormente se describiría. Esta lesión condicionaba una respuesta cronotrópica dificultada de los pacientes para la adaptación al ejercicio. El patrón de las lesiones en la pared latero-posterior de la aurícula izquierda, aunque no llegaban a contactar, dejaban un estrecho paso al estímulo del nodo sinusal que casi quedaba eléctricamente aislado.

Maze II (ver Esquema 17.)

Las alteraciones derivadas del Maze I llevaron a una nueva versión que corregía a su predecesor y lo aproximaba a los patrones de ablación completa utilizados en la actualidad^{100,101}:



Esquema 17. Maze II. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: orejuela derecha.

Aurícula izquierda

- *Box-lesion* de venas pulmonares.
- Istmo mitral.
- Exclusión de apéndice auricular izquierdo.
- A través de la excisión del apéndice auricular izquierdo,

lesión que se continuaba con la línea superior del *box* hasta cruzar todo el techo de la aurícula izquierda, la septotomía y llegar a la cara lateral izquierda de la vena cava superior, adentrándose algunos milímetros en ella.

Aurícula derecha

- Línea intercavas: por la pared latero-posterior de la aurícula derecha, aproximadamente siguiendo el trayecto de la cresta terminal, línea que conectaba ambas venas cavas adentrándose algunos milímetros en ellas.
- Istmo cavo-tricuspídeo: como lesión independiente, se extendía aprovechando el abordaje intercavas como una rama lateral que se incurvaba para acceder al istmo.
- Exclusión de apéndice auricular derecho.
- Desde el apéndice auricular derecho escindido acceso mediante dos lesiones por:
 - cara lateral de la aurícula derecha sin llegar a contactar con la línea intercavas
 - cara anterior de la aurícula derecha hasta el anillo tricuspídeo.

Septo interauricular

- Septotomía dirigida en un patrón análogo al del Maze I, partiendo desde el ostium de desembocadura de la vena cava superior en su porción media (menos anterior), techo de aurícula derecha y extendida a través de la fosa oval hasta las proximidades del seno coronario.

El Maze II solucionó los problemas pero se caracterizó por una mayor complejidad técnica para su realización. Esta venía justificada, sobre todo, por la exposición de la aurícula izquierda a través de la septotomía. Las lesiones responsables de las alteraciones electrofisiológicas del Maze I quedaron corregidas al dejar la lesión del techo casi limitada sólo a la aurícula izquierda, dispuesta en el techo posterior para respetar el haz de Bachmann. Se respetaba el área sinoatrial anterior a la vena cava superior con una septotomía y lesión del techo más posteriores para respetar las vías de conducción septal y el NS. Finalmente se simplificó el patrón auricular derecho apareciendo un patrón análogo al moderno. Cox comunicó una serie de 15 pacientes sometidos a Maze II.

Maze III

Será descrito con posterioridad al haber sido conservado sin práctica variación respecto de su descripción original en 1992. Incluye cambios respecto del Maze II desplazando la lesión de techo y septotomía hacia una posición más posterior ya desde el orificio de desembocadura de la vena cava superior, aunque igualmente respetando el paso a través de la fosa oval. El Maze III¹⁰¹ se convirtió en el patrón estándar de ablación desde julio de 2000, comunicando Cox una serie de 308 pacientes para tratamiento de fibrilación auricular y/o flutter¹⁰³.

El desarrollo de los patrones de ablación quirúrgica fue parejo al de las fuentes de energía a fin de conseguir reproducir las líneas de lesión sin necesidad de recurrir a la técnica clásica de corte-sutura (ver Figura 7.), reduciendo complejidad y tiempo de los procedimientos. En base a este propósito, en 1968 se realizó la primera ablación quirúrgica de una arritmia, para lo que se utilizó corriente continua de alta energía (fulguración)^{104,105}. En 1987 se describió la ablación por radiofrecuencia que inicialmente nació como modalidad de tratamiento para catéter percutáneo¹⁰⁶. La crioablación quirúrgica fue introducida con posterioridad en el tratamiento

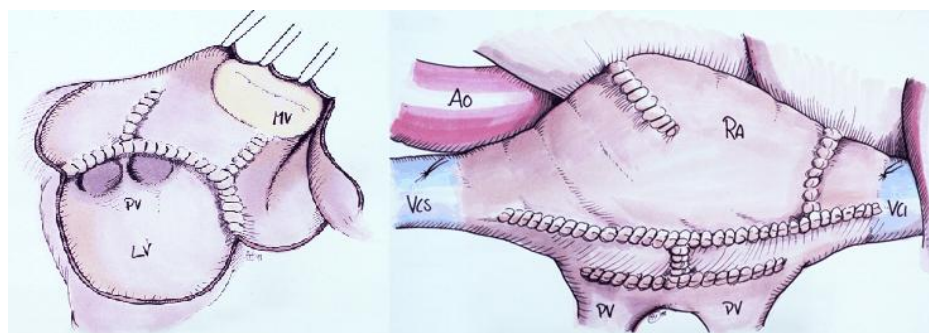


Figura 7. Patrón Maze III por corte-sutura. PV: venas pulmonares, MV: válvula mitral, Ao: aorta, VCS: vena cava superior, RA: aurícula derecha, VCI: vena cava inferior. Modificado de Cox.

de la fibrilación auricular y el síndrome de Wolf-Parkinson-White¹⁰⁷. Posteriormente llegarían las fuentes de microondas, LASER y ultrasonidos, con las correspondientes versiones de nuevos diseños de aplicadores; derivado del apoyo e interés comercial de las empresas de tecnología biomédica.

Finalmente, en un afán de mejoría de la cirugía cardíaca en aras de ofrecer la mejor calidad a los enfermos y de no perder el valioso terreno, ya progresivamente cedido en favor del intervencionismo percutáneo, la ablación de arritmias fue aplicada por abordajes mínimamente invasivos. La primera descripción data de 1996 por Cox a través de una incisión de 7 cm de toracotomía anterior derecha en 4º espacio intercostal para la realización de un patrón Maze¹⁰⁸. La ablación quirúrgica mínimamente invasiva fue posible gracias al desarrollo de fuentes de energía empleándose, en este caso, crioablación. Este nuevo abordaje mostraba ventajas en lo que se refería al tiempo de intubación orotraqueal, estancias en UCI y hospitalización global, recuperación postoperatoria y reincorporación a la vida laboral así como en la incidencia de implante de marcapasos (6% frente a 17% por esternotomía media) y en la incidencia de FA perioperatoria (22% frente a 37%) (estos dos últimos resultados probablemente justificados por una progresión en la curva de aprendizaje del procedimiento de ablación más evolucionada cuando se inició la aplicación de procedimientos mínimamente invasivos). Hoy en día, la aplicación de esta modalidad está en auge de la mano de los procedimientos de cirugía valvular mitral por abordaje de Port-Access®.

Indicaciones, contraindicaciones y recomendaciones

En la revisión de las guías clínicas publicadas por las principales sociedades científicas de cardiología y de cirugía cardíaca, existen escasas referencias al tratamiento quirúrgico de la fibrilación auricular. Muchas de ellas son recopilaciones laxas del abanico de posibilidades técnicas que comprende la ablación quirúrgica con los resultados del análisis de los estudios publicados hasta el momento. La indicación del procedimiento de ablación y de la técnica a aplicar queda a criterio de la experiencia del equipo, la disponibilidad de medios y de la individualización de cada caso. En la fecha actual, todavía no se ha publicado ningún estudio prospectivo aleatorizado y controlado que compare:

Ablación vs. abstención

Diferentes patrones de ablación

Diferentes fuentes de energía

Ablación quirúrgica vs. percutánea

por lo que el nivel de evidencia de las indicaciones halladas es, como máximo, de categoría B. Excepto en un caso, las guías clínicas disponibles son en su mayoría publicadas por sociedades cardiológicas por lo que la ablación quirúrgica queda como un apartado marginal digno de mera mención. El resumen de las indicaciones de ablación quirúrgica de la FA en las principales guías clínicas publicadas se desarrolla a continuación:

- Sociedad Española de Cardiología: Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en arritmias cardíacas (Rev Esp Cardiol. 2001;54:307-367)¹⁰⁹:

Reconoce que las alternativas técnicas quirúrgicas disponibles en la actualidad son: ablación quirúrgica del NAV e implante de MP permanente, aislamiento auricular izquierdo, técnica del “pasillo”, Maze; realizando la indicación de ablación quirúrgica en *pacientes seleccionados para tratamiento quirúrgico donde han fallado tratamientos convencionales para control de ritmo y frecuencia cardíaca (nivel de evidencia B)*.

- European Society of Cardiology (ESC)/Heart Rhythm Society (HRS)/European Heart Rhythm Association (EHRA)/European Cardiac Arrhythmia Society (ECAS) in collaboration with American College of Cardiology (ACC), American Heart Association (AHA) and Society of Thoracic Surgeons (STS) Expert Consensus Statement on Catheter and Surgical Ablation of Atrial Fibrillation: Recommendations for Personnel, Policy, Procedures and Follow-up (Europace. 2007;9:335-379)¹:

Ofrece la mejor de las revisiones del *state-of-art* de la ablación de la fibrilación auricular en lo que respecta a resultados de procedimientos, reproducibles respecto de lo comunicado por diferentes fuentes analizadas, pero también de complicaciones y las líneas de investigación existentes y las necesidades de progresión del conocimiento en esta materia. Ofrece indicaciones más concretas de aplicación de los procedimientos de ablación que, aunque todavía en exceso generales, son un primer paso que formaliza la realización de la técnica quirúrgica y no la deja a mero criterio profesional. No obstante, estas afirmaciones, más que indicaciones son recomendaciones al estar basadas en la opinión de un panel de expertos (evidencia C) y siguen sin discriminar sobre patrones, técnicas ni características del paciente/arritmia. Reconoce la indicación de ablación quirúrgica electiva y no sólo en el contexto de una cirugía cardíaca concomitante.

Es el consenso de este Grupo de Trabajo ("Task Force") que las siguientes sean las adecuadas indicaciones para la ablación quirúrgica de la fibrilación auricular:

FA sintomática en pacientes sometidos a cirugía cardiaca

FA asintomática en pacientes seleccionados sometidos a cirugía cardiaca en los que la ablación puede ser realizada con mínimo riesgo

La cirugía de la FA aislada debería considerarse en pacientes con FA sintomática que prefieren un abordaje quirúrgico, han sufrido recurrencias de uno o más intentos de ablación con catéter o no son candidatos a ablación con catéter

- International Society of Minimally Invasive Cardiac Surgery (ISMICS): A Consensus Statement of Surgical Ablation for Atrial Fibrillation in Cardiac Surgery (Innovations(Phila). 2010;5(2):74-83)¹¹⁰:

Guía clínica publicada desde el seno de una sociedad puramente quirúrgica. Ofrece un análisis de los resultados comunicados hasta la fecha, ofreciendo una visión global más reciente del conocimiento sobre esta materia en lo que respecta a los beneficios de la ablación quirúrgica en: conservación del ritmo sinusal a medio y largo plazo, prevención de ictus cardioembólico, calidad de vida, eventos cardiovasculares mayores y recuperación postoperatoria inmediata. Es la única guía que asimismo compara los resultados metodológicos de diferentes patrones de ablación así como diferentes fuentes de energía. Las conclusiones ofrecidas simplemente justifican la realización del procedimiento de ablación apoyadas en la evidencia del beneficio clínico que supone el tratamiento concomitante de la FA. No contempla la indicación electiva. Propone nuevas líneas de investigación así como necesidad de mejoría de la calidad en otras ya existentes donde, debido a su heterogeneidad y falta de estudios prospectivos randomizados, la débil potencia estadística obtenida en el metaanálisis en que estas guías se basan, no ha permitido obtener conclusiones sólidas.

¿La ablación quirúrgica de la FA comparada con la no ablación en adultos sometidos a cirugía cardíaca mejora los resultados clínicos y es coste-efectiva? Debido a que no existen estudios que examinen una actitud de ablación de FA versus abstención durante cirugía cardíaca como un estándar de tratamiento, el máximo nivel de evidencia para esta recomendación es de nivel B. Sin embargo, debido a la consistencia de la opinión mostrada por el grupo de trabajo, la recomendación ha sido designada como de clase I.

En pacientes con FA persistente o permanente sometidos a cirugía cardíaca, la ablación quirúrgica concomitante está recomendada para

incrementar la incidencia de ritmo sinusal a corto y largo plazo en el seguimiento (clase I, nivel A);

reducir el riesgo de ictus y eventos tromboembólicos (clase 2 a, nivel B);

mejorar la fracción de eyección (clase 2 a, nivel A);

mejorar la tolerancia al ejercicio (clase 2 a, nivel A);

mejorar la supervivencia a largo plazo (clase 2 a, nivel B).

- American College of Cardiology (ACC)/American Heart Association (AHA)/European Society of Cardiology (ESC) in collaboration with Heart Rhythm Society (HRS) and European Heart Rhythm Association (EHRA): 2006 Guidelines for the Management of Patients With Atrial Fibrillation (Circulation. 2006;114(7):257-354)¹¹¹:

No hace referencia a indicaciones concretas sino que revisa muy superficialmente los resultados clínicos de la ablación quirúrgica. Señala que, fuera de los pacientes sometidos a cirugía cardíaca, tiene poca extensión de forma electiva debido a la necesidad de circulación extracorpórea. Nuevos abordajes menos invasivos, incluyendo toracoscópicos y ablación epicárdica están bajo investigación y de su desarrollo y buenos resultados dependerá la aplicabilidad a un volumen mayor de pacientes con FA.

- American College of Cardiology (ACC)/American Heart Association (AHA)/European Society of Cardiology (ESC) Comitee for Practice Guidelines and Policy Conferences,

developed in collaboration with the North American Society of Pacing and Electrophysiology: 2011 Guidelines for the Management of Patients with Atrial Fibrillation (Circulation. 2011;123(1):104-23)¹¹²:

La ablación quirúrgica permanece como un apartado marginal, al igual que en la precedente guía, más centradas en el manejo farmacológico y en mucha menor medida en la corrección percutánea. Considera la ablación por el patrón descrito por Cox, destacando el 90% de éxito de la serie, comentando que se trata de una *técnica basada en el mapeo en animales y cuyo mecanismo exacto no ha sido exactamente establecido*. Concluye con el breve desarrollo de su aplicación de forma concomitante a otros procedimientos de cirugía cardíaca con baja morbi-mortalidad *en casos altamente sintomáticos*. No esboza otro tipo de escenarios clínicos y, por ende, indicaciones.

- European Society of Cardiology (ESC) publicado por Sociedad Española de Cardiología (SEC): Guías de Práctica Clínica sobre el diagnóstico y tratamiento de la insuficiencia cardíaca crónica (Rev Esp Cardiol. 2005;58(9):1062-92)¹¹³:

Entre las alternativas terapéuticas quirúrgicas que pueden ofrecerse a este tipo de pacientes no se hace mención para considerar el potencial beneficio de la recuperación del ritmo sinusal mediante ablación intraoperatoria, aunque sí se hace referencia a procedimientos mucho más obsoletos como la cardiomioplastia o la ventriculectomía parcial izquierda (Batista).

- The Task Force for the Management of Atrial Fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC), developed with the special contribution of the European Heart Rhythm Association (EHRA), endorsed by the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS): Guidelines for the management of atrial fibrillation (Europ Heart Journ. 2010;31:2369-2429)¹¹⁴:

Reconoce los beneficios y la sencillez del procedimiento aplicado en el contexto de otra cirugía cardíaca concomitante, respecto del abordaje por intervencionismo, en especial en la exclusión del apéndice auricular. Indica que la persistencia de FA no tratada constituye un factor de riesgo independiente de mortalidad postoperatoria incrementada, particularmente en pacientes con FE <40%; y de aparición de eventos cardiovasculares adversos incluido accidente cerebrovascular en el seguimiento postquirúrgico. Todavía recoge

resultados de la técnica de corte-sutura pero ya introduce las fuentes de energía alternativas actualmente en uso (radiofrecuencia, crioablación y ultrasonidos), de las cuales realiza un breve resumen del éxito de ablación alcanzado comunicado en la literatura. Destacan los datos con libertad de FA en el seguimiento a un año en todas las fuentes >85%, cayendo al 50% a los 5 años en la radiofrecuencia. De las otras no se aportan datos. Asimismo recoge como prometedores abordajes mínimamente invasivos por minitoracotomía y toracoscopia pura, desarrolla brevemente el papel del mapeo y ablación de plexos ganglionares e indica un protocolo de seguimiento postquirúrgico del ritmo. Las indicaciones que establece son similares a las de las guías de 2007 pero indicando clases y niveles de evidencia.

FA sintomática en pacientes sometidos a cirugía cardíaca (clase II a, nivel A);

FA asintomática en pacientes seleccionados sometidos a cirugía cardíaca en los que la ablación puede ser realizada con mínimo riesgo (clase II b, nivel C);

La cirugía de la FA aislada debería considerarse en pacientes con FA sintomática que prefieren un abordaje quirúrgico, han sufrido recurrencias de uno o más intentos de ablación con catéter o no son candidatos a ablación con catéter (clase II b, nivel C).

- Canadian Cardiovascular Society (CCS): Atrial Fibrillation Guidelines 2010: Surgical Therapy (Canad Journ Cardiol 2011;27:67-73)¹¹⁵:

Incluye diferentes separatas entre las que figura una para el tratamiento quirúrgico *ex profeso*. Desarrolla la evidencia en términos de corrección de la arritmia a corto plazo y en el seguimiento y hace hincapié en los diferentes patrones de ablación: aislamiento de venas pulmonares y Maze completo. Incluye gráficos de los procedimientos así como indicaciones para el seguimiento postquirúrgico y el manejo de la terapia antitrombótica. Las recomendaciones que hace tienen gran interés por lo novedoso de sus afirmaciones, aportando nuevas conclusiones a lo ya reiterado por las previas:

Se recomienda el tratamiento quirúrgico de la FA como procedimiento asociado con cirugía valvular mitral en aquellos pacientes con FA cuando exista un deseo intenso para mantener el ritmo sinusal, la probabilidad de éxito del procedimiento sea alta, y el riesgo añadido bajo (recomendación fuerte, moderada calidad de evidencia);

Se recomienda que los pacientes con FA aislada asintomática, en los que la FA no es esperable que afecte a la función cardíaca, no sean considerados para tratamiento quirúrgico de la FA (recomendación fuerte, baja calidad de evidencia);

En pacientes con FA sometidos a cirugía valvular aórtica o de bypass coronario, se sugiere tratamiento quirúrgico de la FA cuando exista un deseo intenso para mantener el ritmo sinusal, la probabilidad de éxito del procedimiento sea alta, y el riesgo añadido bajo (recomendación condicional, baja calidad de evidencia);

Se recomienda el cierre (excisión u obliteración) del apéndice auricular izquierdo como parte del procedimiento quirúrgico de ablación asociado a la cirugía valvular mitral (recomendación fuerte, baja calidad de evidencia);

Se sugiere que el cierre del apéndice auricular se lleve a cabo como parte del procedimiento de ablación de la FA persistente en los pacientes sometidos a cirugía valvular aórtica o de bypass coronario si no supone incrementar el riesgo quirúrgico (recomendación condicional, baja calidad de evidencia);

Se recomienda que la terapia anticoagulante se continúe tras el tratamiento quirúrgico de la FA en pacientes con puntuación CHADS₂ ≥ 2 puntos (recomendación fuerte, moderada calidad de evidencia);

Se sugiere la continuación de la terapia anticoagulante tras el tratamiento quirúrgico de la FA en pacientes con sustitución

valvular aórtica por prótesis aórtica mecánica o biológica (recomendación condicional, baja calidad de evidencia).

Asimismo incluye una tabla (ver Tabla 1.) recomendando los patrones de ablación más adecuados según la patología concomitante intervenida y la naturaleza paroxística o crónica de la arritmia. Por el contrario, no hace consideraciones en lo que se refiere a fuentes de energía o técnica de corte-sutura con que desarrollar dichos patrones:

<i>Procedimiento quirúrgico</i>	<i>FA paroxística</i>	<i>FA persistente, mixta o continua</i>
<i>Ablación de FA aislada</i>	<i>aislamiento de VVPP</i>	<i>mini-Maze</i>
<i>Cirugía valvular mitral</i>	<i>mini-Maze</i>	<i>Cox-Maze o mini-Maze</i>
<i>Cirugía valvular aórtica o BPC</i>	<i>aislamiento de VVPP</i>	<i>mini-Maze</i>

Tabla 1. Recomendaciones de patrón lesional según Canadian Cardiovascular Society AF Guidelines 2010. FA: fibrilación auricular, VVPP: venas pulmonares, BP: bypass coronario.

En lo que respecta a otro tipo de indicaciones de procedimientos relacionados con la ablación quirúrgica de la FA como los abordajes mínimamente invasivos o la exclusión del apéndice auricular izquierdo, existe una ausencia total de textos consensuados que se refieran a los mismos con indicaciones concretas. Tan sólo, puntualmente en algunos de ellos pueden resaltarse sus beneficios basados en escasa evidencia comunicada habiendo de recurrir a los criterios de inclusión-exclusión establecidos por los autores de los citados estudios para poder vislumbrar indicaciones cercanas a la práctica quirúrgica cotidiana.

- Contraindicaciones para ablación quirúrgica por abordaje mínimamente invasivo¹¹⁶:

Cirugía cardíaca previa (relativa)

Cirugía torácica previa (relativo, siempre que afecte al hemitórax de abordaje)

Enfermedad pleural, adherencias pleurales, adherencias pericárdicas

Trombo auricular izquierdo (relativa, sólo en abordaje epicárdico sin circulación extracorpórea)

En resumen, podemos establecer que las principales indicaciones de ablación quirúrgica ajustadas a la práctica clínica comprenden las que siguen. El déficit de evidencia que compare los resultados de la ablación percutánea y quirúrgica en casos equivalentes hace que la cirugía no tenga que ser considerada como un recurso reservado tras la ablación percutánea fallida¹⁷⁹.

A pesar de su mayor invasividad, es una alternativa válida situada en el mismo escalón terapéutico (por encima del tratamiento médico optimizado)¹¹⁰. La ablación quirúrgica, no obstante, es una buena alternativa para el tratamiento de casos con indicación de ablación y fallo del procedimiento percutáneo. Asimismo, el abordaje percutáneo puede resolver casos de ablación quirúrgica con fallo por reentrada a través de lesiones puntualmente no transmurales.

- Ablación de FA electiva o aislada^{109,111,112,114}:

- Intolerancia clínica a la arritmia tras ensayo clínico con tratamiento médico óptimo
- Intolerancia clínica a la arritmia con significativos efectos adversos y/o intolerancia al tratamiento antiarrítmico
- Taquicardiomiopatía reversible en pacientes con FA refractaria al control de frecuencia
- FA con contraindicación de tratamiento anticoagulante crónico
- FA y accidentes cerebrovasculares y/o episodios embólicos a pesar del tratamiento anticoagulante óptimo

- Abordaje quirúrgico óptimo:

Sería el menos invasivo posible que permita la realización de una ablación con patrón preferentemente completo, con el objetivo de la recuperación y mantenimiento de ritmo sinusal a largo plazo. No obstante, consideramos que la menor invasividad no debe comprometer la técnica quirúrgica y el resultado clínico, dentro de los cuales evidentemente se incluyen las ventajas estéticas y funcionales de potencial recuperación postoperatoria más rápida de la cirugía mínimamente invasiva. La utilización de fuentes de energía prima hoy en día sobre la técnica de corte-sutura, aplicadas desde un esquema endocárdico, epicárdico o endo-epicárdico en combinación con una o varias fuentes de energía que garantice la transmuralidad de las lesiones con un patrón lo más completo posible. De no tratarse de un procedimiento aislado o electivo, el abordaje quedará condicionado por el procedimiento concomitante principal que indica la intervención quirúrgica¹¹⁰.

- Ablación de FA concomitante con cirugía cardíaca¹¹⁰:

Todo paciente en FA sometido a cirugía cardíaca programada debe ser considerado candidato a ablación de FA. Esto es especialmente importante si la arritmia va a ser el único factor que condicione la indicación de anticoagulación postoperatoria. Tan sólo podrá contraindicarse el procedimiento en pacientes de alto riesgo donde la

prolongación de los tiempos operatorios o la necesidad de circulación extracorpórea puedan comprometer la seguridad de la intervención, principalmente en aquellos pacientes con FA crónica bien tolerada que no han presentado problemas con el tratamiento anticoagulante crónico. El abordaje quirúrgico vendrá condicionado por la técnica a realizar. Los principios del patrón de lesión, esquema de fuentes de energía y su aplicación siguen los mismos principios anteriormente descritos.

- Maze profiláctico:

Especialmente propuesto en la actualidad con motivo del desarrollo de cirugía de reparación valvular mitral, donde las intervenciones se llevan a cabo en estadios más precoces de la enfermedad. La presencia de la FA forma parte de la historia natural del proceso patológico, y la indicación ideal se establecería en estadios previos a su desarrollo. La indicación de Maze profiláctico es hoy muy controvertida por la influencia de múltiples factores en el resultado:

- Calidad de la reparación valvular mitral y durabilidad con regurgitación nula o trivial (0/IV)
- Infratratamiento de la valvulopatía tricúspide concomitante
- Variedad de resultados
- Tipo de patrón quirúrgico
- Criterios de indicación: tamaño auricular, volumen auricular, tiempo de evolución de la valvulopatía, etiología y mecanismo de la valvulopatía, edad del paciente, episodios de palpitaciones no filiados...

y se aplicaría a aquellos casos con cirugía concomitante donde no quede comprometida la seguridad de la intervención. Serían tributarios de la misma aquellos pacientes sin demostración objetiva de episodios de FA recurrente (ya que de haberlo hecho se filiaría como FA paroxística) pero con riesgo de desarrollarla en un futuro fundamentalmente por el hecho de presentar un sustrato predisponente como aurículas dilatadas (>45-50 mm de diámetro mayor) o que refieren algún episodio de palpitaciones filiado (FA aislada) o no. A pesar de la corrección de la valvulopatía, la progresión del remodelado no está exenta de seguir ocurriendo por lo que la compartimentación auricular funcionaría como un factor preventivo¹¹⁷, particularmente en aquellos casos con intolerancia o contraindicación de tratamiento antiarrítmico.

Fuentes de energía

La ablación de la fibrilación auricular ha experimentado un notable impulso en los últimos tiempos apoyado en el interés de la industria tecnológica paramédica. Así, frente a la complejidad y mayor riesgo de complicaciones de la técnica de corte-sutura original, surgen fuentes de energía y dispositivos con que reproducir los patrones de ablación creando lesiones lineales que compartimenten de manera similar la anatomía auricular. A pesar de su aceptación en la comunidad quirúrgica, que ha favorecido la incorporación en más centros de programas de ablación quirúrgica de arritmias cardíacas, la experiencia clínica es reciente y en algunos casos, limitada, por lo que aún el procedimiento de corte-sutura con el patrón de lesión Maze III sigue considerándose como *gold standard*¹. Los nuevos dispositivos de ablación basados en fuentes de energía¹¹⁸:

- Simplifican la técnica quirúrgica de corte-sutura
- Disminuyen la variabilidad entre cirujanos
- Permiten resultados más reproducibles, similares entre series diferentes
- Aunque presentan una curva de aprendizaje propia, consta de menor número de casos
- Disminuyen el riesgo potencial de complicaciones
- Teóricamente, pueden conseguir lesiones transmurales
- Pueden desarrollarse patrones completos sin omitir líneas de lesión
- Aportan la posibilidad, en algunos casos, de poder realizar parcial o incluso completamente el patrón lesional sin necesidad de realizar apertura de cavidades, por lo que pueden no requerir circulación extracorpórea
- Extendido sobre la anterior ventaja, algunos dispositivos han sido diseñados con objeto de su utilización por abordajes mínimamente invasivos.

El cirujano, puede ver en estos dispositivos un auxilio y un beneficio incrementado en la calidad de los procedimientos ofrecidos a sus pacientes. Sin embargo, debe conocer los fundamentos de cada tecnología para poder seleccionar la más adecuada.

Fuentes de hipertermia

Son aquellas que, entre sus mecanismos para la producción de la lesión miocárdica circunscrita, producen una necrosis coagulativa por incremento de la temperatura (80-100° C) tisular lo cual conlleva¹¹⁸:

- Deseccación celular por vaporización citoplasmática
- Desnaturalización proteica irreversible (por encima de los 50° C)
- Otros daños en estructuras celulares vitales (ADN, fosfolípidos de membrana...)

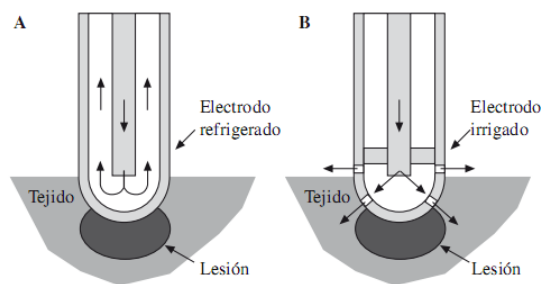
y la consiguiente abolición funcional (eléctrica y contráctil) del miocardio implicado.

La lesión tisular afecta también al estroma colágeno. Posteriormente, el tejido necrosado en el área de lesión es colonizado por fibroblastos que producirán colágeno de nueva formación en sustitución.

Para producir este incremento de temperatura de forma operativa y localizada en el campo quirúrgico se han empleado diferentes aplicadores que permiten la deposición de energía. En las fuentes hipertérmicas deben distinguirse dos mecanismos causantes de la lesión¹¹⁹:

- Aquel derivado del calentamiento directo por el efecto de la fuente de energía. En los dispositivos que requieren contacto tisular, puede extenderse tan solo a los primeros 1-2 mm superficiales.
- Aquel que aparece en el tejido adyacente cuya lesión se produce por conducción y convección (si el tejido es considerado como un fluido) del calor generado en el anterior foco (hasta 1 cm en profundidad).

Durante la aplicación, particularmente con aquellas fuentes de energía que requieren contacto con el tejido, la zona contigua al electrodo es la que sufre un mayor calentamiento. Puede llegar a temperaturas próximas a los 80-100° C. La desecación por vaporización e incluso carbonización provoca una escara superficial que incrementa la impedancia a la conducción de la energía, hasta el punto que puede ser muy alta y que la profundidad de la lesión no progresa. Asimismo, se incrementa el riesgo de perforación de la pared de la cámara. Para solucionar este inconveniente, se han desarrollado dispositivos refrigerados. Aquellos dispositivos sin ningún tipo de refrigeración se conocen como secos (*dry*). Los electrodos refrigerados pueden ser de dos tipos (ver Esquema 18.):



Esquema 18. Electrodo refrigerado (A) e irrigado (B). Modificado de Berjano.

- Internamente refrigerados (*cooled*): refrigeración superficial mediante un fluido frío (generalmente suero salino a 4-20^o C) que circula por un circuito interno cerrado. En ningún caso este fluido entra en contacto con el tejido¹²⁰.
- Irrigados (*irrigated*): el dispositivo posee orificios en proximidad a la zona de aplicación de la energía por los que el fluido frío es vertido sobre el tejido¹²¹.

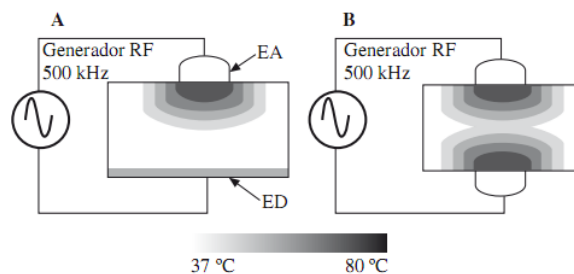
En cualquiera de los diseños, lo que se persigue es evitar el sobrecalentamiento y, con ello, conseguir una mejor conducción de la energía en el tejido desplazando el punto más caliente hacia zonas más profundas en las fuentes de contacto, homogeneizando la formación de la lesión.

1) Radiofrecuencia¹¹⁸

La energía de radiofrecuencia se transmite al tejido a través de dos electrodos metálicos que necesariamente tienen que tener contacto con éste. Entre ellos se crea una diferencia de potencial que conlleva el paso de corriente eléctrica en el seno

del tejido produciendo agitación iónica responsable del calentamiento. La lesión térmica se crea en los puntos donde se localiza la mayor densidad de corriente que corresponde a aquellos donde la superficie de paso (área de contacto del electrodo con el tejido) es menor. Así, ambos electrodos entre los que se establece la corriente pueden ser eléctrica y físicamente (ver Esquema 19.):

- Diferentes: Pertenecen a la modalidad de ablación con radiofrecuencia monopolar. El de pequeña área (<1 cm²), llamado activo, concentra la mayor densidad de corriente y es el responsable de producir la lesión térmica por lo que se sitúa en contacto con el tejido auricular donde se aplica el patrón de lesión. El de gran superficie (>500 mm²), llamado dispersivo, tiene



Esquema 19. Radiofrecuencia monopolar (A) y bipolar (B). RF: radiofrecuencia, EA: electrodo activo, ED: electrodo dispersivo. Modificado de Berjano.



Figura 8. Catéter de radiofrecuencia monopolar.

una densidad de corriente muy baja y por ello el efecto térmico es nulo y se sitúa sobre la piel del muslo o la espalda del paciente.

- Similares: Pertenecen a la modalidad de ablación con radiofrecuencia bipolar. Ambos son iguales y tienen características de electrodos activos entre los que se establece la corriente por lo que, según la fase del ciclo de corriente alterna, uno funcionará como activo y otro como dispersivo y viceversa. Ambos se disponen en contacto con el tejido cardíaco, creando dos frentes de avance de lesión térmica simultáneos.

La corriente utilizada es alterna sinusoidal con una frecuencia fija de aproximadamente 500 KHz. Aunque en el sistema de electrodos, esta corriente se establece por medio de electrones; en el tejido, los portadores de carga son los iones hallados en el citoplasma y en líquido intersticial. El intercambio de energía se produce en la interfase electrodo-tejido. Para bajas frecuencias de corriente (como las utilizadas en estimulación cardíaca), este intercambio presenta unas características eléctricas que se manifiestan con una impedancia característica de la propia interfase y provoca alteraciones del potencial de membrana que pueden llevar a que alcance el potencial umbral, induciendo latidos ectópicos y arritmias.

Para frecuencias por encima de los 100 KHz, la impedancia de la interfase es despreciable y la única impedancia que se observa es la asociada al tejido contiguo al electrodo. El campo eléctrico establecido entre los electrodos se comporta también como un dipolo que cambia su polaridad cada $2 \mu s$ ($1/500$ KHz) aproximadamente, por lo que los iones cambian su sentido de desplazamiento lo suficientemente rápido como para producir calor por agitación pero no permitir la alteración

suficiente del potencial de membrana como para inducir estimulación eléctrica. Ello permite la realización de técnicas de ablación sin necesidad de circulación extracorpórea.

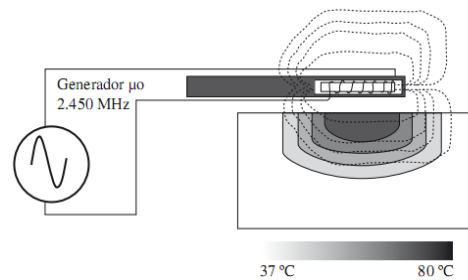


Figura 9. Diferentes diseños de pinzas de radiofrecuencia bipolar (de arriba abajo): AtriCure® Isolator®, Medtronic® Cardiablate® y Medtronic Gemini®, esta última diseñada para abordajes mínimamente invasivos.

La radiofrecuencia es un tipo de energía no direccional. Aunque el campo eléctrico tiende a establecerse entre los bordes agudos de los electrodos, la corriente se puede propagar desde toda a la superficie del/de los electrodo/s activo/s. Por ello se corre el riesgo de lesión de estructuras anatómicas vecinas, por lo que los electrodos deben ir recubiertos parcialmente dejando libre sólo la superficie necesaria para realizar la ablación.

2) Microondas¹¹⁸

Basado en principios similares a las corrientes de radiofrecuencia, trabaja con una frecuencia mucho mayor (2.45 GHz), lo cual dota a la fuente de propiedades físicas diferentes. Las corrientes no son conducidas a través del tejido biológico sino que predominantemente son radiadas. Desde



Esquema 20. Antena de microondas. μ: microondas. Modificado de Berjano.

el generador es producida una onda conducida que, a su paso por el tejido, se convierte en onda radiada. El aplicador tiene naturaleza de antena, cerrándose el circuito eléctrico en su interior (ver Esquema 20.)

Aunque se trata de una fuente de energía no direccional, el diseño de la antena permite orientar la onda mediante apantallamiento parcial dotándola de cierta direccionalidad activa para realizar la ablación controlada y prevenir el daño de estructuras adyacentes¹²².

La onda radiada en el tejido tiene efecto de agitación dieléctrica, es decir, provoca la oscilación de moléculas con abundantes cargas positivas y negativas (dipolos, particularmente proteínas y en menor medida ácidos nucleicos y polisacáridos), lo cual produce calentamiento. En la medida que la potencia es radiada y no conducida, las microondas tienen la clara ventaja

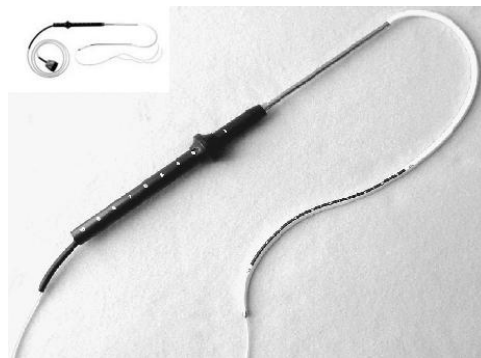


Figura 10. Dispositivo y detalle de ablación quirúrgica con microondas Guidant® Flex 10®.

de que son capaces de depositar la energía más allá de la superficie del tejido, incluso

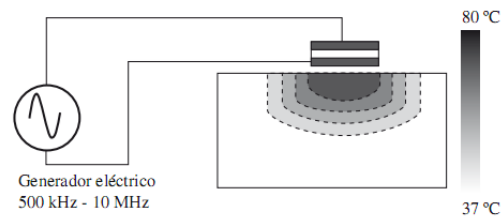
con independencia de las propiedades eléctricas del mismo y sin necesidad de contacto físico, sólo mínima proximidad. Por ello, en teoría, el calentamiento conseguido debería ser más profundo y homogéneo por lo que tiene menor tendencia a desarrollar una escara carbonizada en superficie. Sin embargo, las características de los sistemas desarrollados en la actualidad implican que la potencia conducida no es totalmente transferida al tejido como onda radiada sino que, en parte es reflejada en la interfase y vuelve al generador (hasta >40%). Por esta razón, la antena puede experimentar un ligero calentamiento durante la ablación y finalmente, conseguir necrosis coagulativas más limitadas en profundidad que la radiofrecuencia monopolar, quedando más comprometida la transmuralidad.

Característicamente, por la forma de propagación de la energía por el tejido, los bordes de la lesión son menos definidos, aunque debería ser menos sensible que la radiofrecuencia al mantenimiento fijo del contacto con el tejido.

3) Ultrasonidos¹¹⁸

La técnica de ablación mediante ondas de ultrasonidos se denomina HIFU (*high intensity focused ultrasound*). Es la única técnica de hipertermia no basada en ondas electromagnéticas sino mecánicas. La generación de estos ultrasonidos es

la convencional análoga al funcionamiento de otros aparatos utilizados en la práctica clínica diaria: ecógrafo, litotricia... Para ello, se somete a una diferencia de potencial alterna un material piezoeléctrico (cuarzo). La piezoelectricidad es la propiedad intrínseca que tienen algunos materiales de cambiar sus dimensiones cuando se someten a un campo eléctrico. Las oscilaciones de la corriente alterna se reproducen en el material y en la frecuencia de la onda mecánica generada por vibración del mismo (500 KHz a 10 MHz), comportándose el aplicador como un transductor que convierte la energía de una naturaleza en otra y en un



Esquema 21. Transductor de ultrasonidos. Modificado de Berjano.

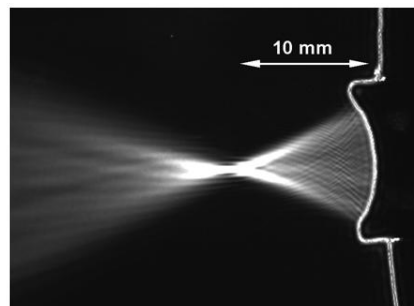


Figura 11. Apantallamiento del haz de ultrasonidos.

focalizador del haz de ultrasonidos hacia un área activa de contacto donde se realiza la ablación (ver Esquema 21.).

Se trata de una fuente direccional (ver Figura 11.) con la potencial ventaja de su capacidad para concentrar la energía en una zona concreta, pudiendo desarrollar lesiones en profundidad más uniformes superando sustratos superficiales. Los ultrasonidos utilizados en ablación tienen frecuencia, y por ello energía, mucho mayor que los ecográficos. Su paso por el tejido produce atenuación, lo cual comporta absorción de la energía conducida que lleva al calentamiento (80º C o

superior) con un abrupto gradiente de temperatura entre el tejido sometido a ablación y el adyacente, dejando lesiones bien definidas. Sufren menos atenuación en su aplicación epicárdica al atravesar las capas de grasa superficial, consiguiendo transmuralidad in vitro con menos de dos segundos, particularmente si están focalizados. Además, su efecto consigue interacciones con el tejido mucho más profundas produciendo calentamiento por efecto directo al poder ser focalizados hacia el interior del miocardio y no en tanta medida por conducción térmica. Además, otro mecanismo lesivo de esta fuente reside en que el paso de la propia onda genera diferentes grados de microcavitación en el seno del sustrato con la aparición de burbujas de gas.

A diferencia de las fuentes anteriores, sólo han sido desarrollados dispositivos de aplicación epicárdica en la actualidad aunque el abordaje endocárdico sería igualmente factible. Constituye una fuente muy prometedora en el futuro pero que en la actualidad no ha demostrado superioridad sobre las precedentes.

4) LASER¹¹⁸

Se trata de una fuente en desuso en la actualidad. Utiliza un haz de fotones de alta intensidad, monocromático (longitud de onda única y pequeña) y coherente. La frecuencia de esta onda electromagnética se sitúa entre 10^{13} y 10^{16} Hz. No obstante, dependiendo de la



Figura 12. Dispositivo para ablación lineal por HIFU de Saint Jude Medical® UltraWand®.

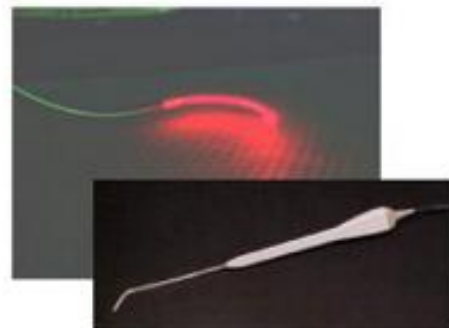


Figura 13. Dispositivo para ablación con LASER.

fuentes generadoras, existen diferentes tipos de LASER aplicables a la ablación con diferentes propiedades:

- Laser infrarrojo tipo CO₂ o de neodimio (YAG): tipo más frecuentemente aplicado para ablación intraoperatoria de arritmias
- Laser de espectro visible tipo argón o helio-neón

La energía es transmitida desde un generador a través de fibra óptica o gas a un aplicador que entra en contacto con el tejido. La aplicación de la potencia puede realizarse de forma continua o pulsada y generalmente es guiada por la emisión paralela de luz visible de baja dispersión que señala el sustrato diana de ablación. Cuando la energía entra en contacto con la superficie de tejido, parte de la potencia es reflejada y parte transmitida al interior. Esta última sufre dos fenómenos: absorción y dispersión. La absorción se produce por atenuación lineal de la intensidad de la onda a medida que avanza por el tejido hacia zonas profundas (Ley de Beer-Lambert). Cada tejido biológico presenta un coeficiente de absorción (α) diferente, que está en función del binomio tejido-tipo de LASER. Altos valores de α (como en el CO₂) implican una gran absorción y, por tanto, una penetración pequeña. Sin embargo, bajos valores de α (laser YAG) presentan baja absorción y por ello deposiciones de energía más profundas.

El LASER es una energía direccional por excelencia. Su mecanismo lesivo se basa en tres principios:

- Fotocoagulación: mecanismo puramente térmico, análogo al de las fuentes anteriores, destinado a la desnaturalización proteica irreversible. A diferencia de otras fuentes, no produce ningún grado de carbonización superficial por lo que resulta difícil de evaluar la aplicación y transmuralidad de las lesiones.
- Fotovaporización: implica temperaturas por encima de los 100° C y es logrado mediante altos niveles de potencia. Es también deseable en la ablación de arritmias.
- Ablación fotoquímica: teóricamente, sólo tiene lugar con LASER de alta energía como el ultravioleta Excimer en pulsos breves. Produce la ruptura de enlaces moleculares, lo que permite la aparición a nivel hístico de soluciones de continuidad sin daño térmico asociado. Ello conllevaría la apertura de la

pared de la cámara por lo que no es deseable en procedimientos de ablación de arritmias cardíacas.

Fuentes de hipotermia: crioablación¹¹⁸

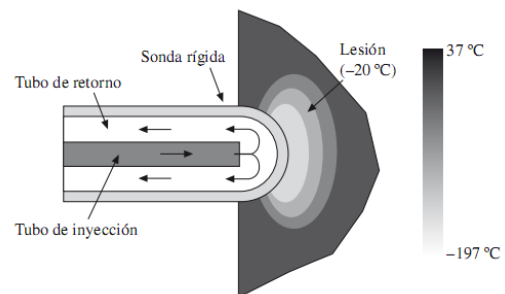
Es la única de las técnicas de ablación que basa la destrucción del tejido en la sustracción de calor. El enfriamiento causado produce una reducción drástica de la temperatura dado el desequilibrio térmico entre los dos cuerpos, según la ley del enfriamiento de Newton, causando congelación de los líquidos intra y extracelular. Los cristales de hielo citoplasmático causan necrosis hística por debajo de los -20°C por ruptura de la membrana celular al producirse su dilatación junto a la desnaturalización de las estructuras proteicas y el



Figura 14. Dispositivos primitivos de crioablación quirúrgica.

cambio en el comportamiento fluido de los fosfolípidos que la conforman. No obstante, la necrosis no afecta a las fibras de colágeno, que mantienen su configuración tridimensional dada su alta estabilidad molecular frente a las bajas temperaturas. Este fenómeno es característico y único de esta fuente de energía, lo cual la diferencia de las de hipertermia, teniendo una función protectora frente a la perforación de cavidades y lesión de grades vasos¹²³.

La crioablación se diferencia sustancialmente también de los métodos de hipertermia en que, su efecto lesivo se produce exclusivamente por conducción térmica tanto en los niveles



Esquema 22. Sistema de crioablación. Modificado de Berjano.

superficiales como en profundidad, es decir, no existe interacción alguna con el tejido. Este hecho exige generalmente, tiempos de ablación relativamente más largos que con las fuentes de hipertermia (2-3 minutos por aplicación).

La técnica para lograr el flujo térmico en el aplicador para extraer el calor hístico se basa en el empleo de agentes criogénicos, fundamentalmente argón y N_2O (óxido nitroso) sometidos a la ley de Joule-Thompson (o Joule-Kelvin) que relaciona la presión, temperatura y volumen de los gases. Estos agentes son almacenados a muy alta presión (estado líquido) en un tanque que se

conecta con el aplicador. El agente circula de manera controlada hacia la zona distal del aplicador (ver Esquema 22.) a través de un tubo de inyección que lo mantiene a alta presión. Una vez el agente llega al extremo distal, el fluido se expande, reduciéndose drásticamente la presión pasando a estado gaseoso. La expansión supone un cambio de fase altamente endotérmico (a 1 atmósfera hasta -190º C con argón y -90º C con óxido nitroso), lo que trae consigo una fuerte extracción de calor del tejido contiguo. El agente criogénico, una vez aumentado su volumen, debe ser evacuado de la zona distal del aplicador a través de un tubo de retorno para que se mantenga el proceso.

La congelación producida forma rápidamente una “bola de hielo” que adhiere el aplicador al tejido. Esta afecta a cualquier superficie que entre en contacto con el aplicador descubierto por lo que, por consiguiente, se considera una fuente de energía no direccional monopolar.

Finalmente, la crioablación presenta la característica única que es la reversibilidad de la lesión o “criomapeo”¹¹⁸: la congelación progresiva del tejido, mientras no alcanza el nivel de irreversibilidad, permite realizar mapeos intraoperatorios y comprobar el efecto electrofisiológico antes de crear una lesión definitiva. Por su seguridad y las ventajas anteriormente citadas, es la fuente de energía más utilizada para la ablación quirúrgica de todo tipo de arritmias, inclusive en población pediátrica.

Procedimientos actuales de ablación

Analizada la evolución seguida por los diferentes patrones desarrollados a lo largo de la breve historia de la ablación quirúrgica, expondremos a continuación los procedimientos aplicados en la actualidad con detalle de la técnica operatoria habitualmente practicada, incluidas las posibles variantes quirúrgicas que surgen en cada uno de los mismos, particularmente según el abordaje y/o dispositivo/s empleado/s.

Técnicas de ablación

La ablación quirúrgica se desarrolla principalmente en concomitancia con otros procedimientos operatorios, presentando esta un papel complementario que añade beneficios terapéuticos correctores al paciente intervenido. Los casos sometidos a ablación quirúrgica electiva de FA son más escasos (6% de las ablaciones realizadas en España, según el último Registro de 2008 del Grupo de Trabajo en Cirugía de las Arritmias y Estimulación Cardíaca de la Sociedad Española de Cirugía Torácica y Cardiovascular, 4.2% en 2009 y 3% en 2010¹²⁴⁻¹²⁶). Así, los patrones descritos concomitan en la mayoría de casos con abordajes intracamerales,

particularmente de aurícula izquierda para cirugía valvular mitral por lo que, aunque la técnica de corte-sutura esté en amplio desuso en favor de las fuentes de energía, en muchas ocasiones se aprovechan las incisiones de atriotomía para integrarlas dentro del patrón de ablación global.

Asimismo, debido al predominante uso de dispositivos con múltiples diseños para realizar las lesiones, el abordaje cardiaco puede presentar diferentes características según si la aplicación de energía se hace totalmente desde la superficie epicárdica o existe contacto con la superficie endocárdica por haberse practicado algún tipo de abordaje intracameral. En teoría todas las fuentes de energía podrían presentarse mediante dispositivos con diseños que permitiesen ambos tipos de abordaje. En la práctica, el desarrollo tecnológico dependiente de la industria es diferente en cada patente y, con ello, las posibilidades técnicas disponibles.

1) Ablación epicárdica

La aplicación de energía desde la superficie cardiaca tiene la ventaja de no requerir abordaje intracameral y, por consiguiente, circulación extracorpórea ni paro cardiaco cardiopléxico. Por ello, puede aplicarse directamente sobre el corazón latiendo lo cual ha favorecido el desarrollo de abordajes mínimamente invasivos para la indicación de ablación electiva. Las fuentes de energía descritas no inducen estimulación cardiaca que altere el ritmo y la hemodinámica normal la cual, tan sólo se vería alterada en la disección de estructuras y manipulación del órgano.

Uno de los principales handicaps del abordaje epicárdico reside en el efecto aislante que produce la grasa epicárdica, las áreas de fibrosis y las placas de fibrina por roce pericárdico¹¹⁸. Distribuida a modo de parches irregulares, la grasa epicárdica supone una barrera que distancia la aplicación de energía del miocardio de la pared auricular. En teoría, este problema podría verse solventado con una mayor liberación de energía al espesor muscular por medio del incremento en el tiempo de aplicación, potencia liberada y otras estrategias para incrementar la penetrabilidad, en aras de que la profundidad de la lesión alcance todo el espesor parietal. Además de comprometer la transmuralidad de la línea de ablación, ésta no se produce de manera regular en toda la longitud de la misma sino que, debido al espesor variable de la grasa superficial, se limita de manera diferente la profundidad de alcance entre segmentos adyacentes. Sin embargo, la ablación epicárdica muestra la ventaja de poder actuar sobre plexos ganglionares vegetativos que precisamente suelen asentar en estos parches de grasa. Su destrucción, particularmente la de aquellos situados en torno a la unión veno-atrial de la aurícula izquierda, se ha propuesto como valiosa en la modificación del tono

simpático incrementado, uno de los factores implicados en el desencadenamiento, persistencia y recurrencia tras ablación de la FA.

Aunque la ablación epicárdica se concibe fundamentalmente como monopolar (a continuación), las características intrínsecas de la ablación con radiofrecuencia permiten el desarrollo de sistemas bipolares.

2) Ablación con acceso intracameral

Preferimos realizar la denominación de ablación con acceso intracameral en lugar de endocárdica puesto que, como veremos más adelante, según el sistema utilizado la lesión puede avanzar:

- exclusivamente de “dentro a fuera” (endocárdica pura)
- mediante dos frentes (bipolar) simultáneos, uno por aplicación epicárdica y otro por aplicación endocárdica (endo-epicárdica)

Esta modalidad exige la necesidad de realizar algún tipo de atriotomía para permitir la aplicación de energía directamente desde la superficie endocárdica. Dicha/s atriotomía/s queda/n integrada/s dentro del patrón global de ablación según diferentes modificaciones propuestas por varios autores. Por ello se requiere la utilización, al menos, de circulación extracorpórea. La ablación endocavitaria tiene la principal ventaja de no presentar obstáculos interpuestos entre la liberación de energía y el miocardio parietal, siendo por ello las lesiones desarrolladas más homogéneas y profundas. Asimismo, tampoco se ve perjudicada por el efecto amortiguador térmico que produce la sangre circulante¹¹⁸. En la ablación epicárdica, se limita la progresión de la lesión hacia el endocardio puesto que la sangre que llena las cámaras cardíacas, tanto en circulación extracorpórea como sin ella, es lo suficientemente caliente o fría como para contrarrestar la conducción térmica desde el foco de aplicación de la crioablación o de las fuentes de hipertermia, respectivamente. Sin embargo, la sangre circulante es también beneficiosa en lo que respecta a la protección de estructuras que podrían ser dañadas involuntariamente. Así, la arteria del NS, NAV y las propias arterias coronarias, se protegen de ser lesionadas a sí mismas y a las estructuras que irrigan por contacto accidental de los aplicadores de energía y/o de la conducción térmica poco controlada cuando presentan flujo sanguíneo por su lumen. En la ablación endocárdica, con circulación extracorpórea y paro cardiopléjico, el bypass de la circulación menor y coronaria lleva a tener que equilibrar una mayor lesividad de la aplicación de energía con el riesgo incrementado de yatrogenia. No obstante, aplicando lo anteriormente expuesto, puede realizarse paso de solución cardiopléjica y/o sangre fría (4º C) con

funciones protectoras simultáneamente a las aplicaciones del dispositivo.

Una posibilidad de abordaje intracavitario, en fase más experimental que clínica aunque con algunos casos ya realizados con éxito, lo constituye la cardioscopia¹²⁸. Su ventaja reside en la posibilidad de llevar a cabo patrones izquierdos completos, con aplicación de energía por vía endocárdica en aquellas situaciones donde la cirugía concomitante no incluye el tratamiento de la válvula mitral ni un abordaje auricular izquierdo. La cardioscopia se lleva a cabo mediante la introducción de una óptica de 30º y 3 mm a través de una pequeña incisión de 1 cm en la fosa oval o a través de un defecto congénito en el tabique interauricular. En ambas situaciones se evita tener que practicar un abordaje transeptal reglado amplio, para completar el patrón de ablación izquierdo. Los dispositivos utilizados para ablación que han sido utilizados en las experiencias descritas son sondas de crioablación modificadas, recta y en "T" (ver Figura 14.).

3) Ablación monopolar

Método de ablación mediante fuentes de energía primeramente desarrollado. Se fundamenta en el uso de un dispositivo que inicia la lesión en una sola zona de contacto/proximidad desde la cual se produce un avance del frente térmico hacia profundidad, en un único sentido. Esta aplicación puede realizarse, asimismo, en la superficie endocárdica o epicárdica. Presenta la ventaja de que los dispositivos utilizados son más sencillos:

- **tipo catéter:** sonda tubular fina, alargada y maleable, que permite dotarlo de forma para ajustarlo a la anatomía siguiendo la línea de ablación deseada que se producirá a lo largo del contacto con el tejido. Puede presentar una vaina regulable que modifique la longitud de catéter expuesto para proteger zonas adyacentes de contacto no deseado. Estos catéteres pueden efectuar lesiones continuas a lo largo de su longitud (crioablación y microondas) o ser segmentados presentando sectores independientes



Figura 15. Aplicador de radiofrecuencia bipolar tipo catéter segmentado.

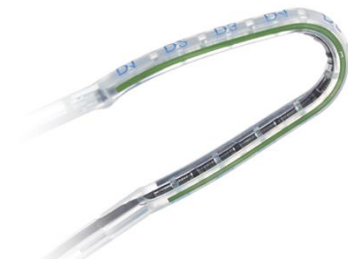


Figura 16A. Aplicador de radiofrecuencia mono-bipolar tipo cincha de Stetch® Cobra®.

muy próximos desde los que llevar a cabo la liberación de energía puntualmente (radiofrecuencia monopolar). Aunque independientes, la proximidad de las lesiones creadas es suficiente como para definir una línea sin discontinuidades (*gaps*).

- **tipo *pencil***¹⁸: aplicador utilizado a modo de lápiz con una superficie de contacto limitada en la punta. La aplicación de energía se realiza mediante puntos independientes muy próximos cuya unión describe una línea aunque existen otras posibilidades de instrumentos donde se puede trazar la línea por arrastre del instrumento (radiofrecuencia monopolar, LASER).

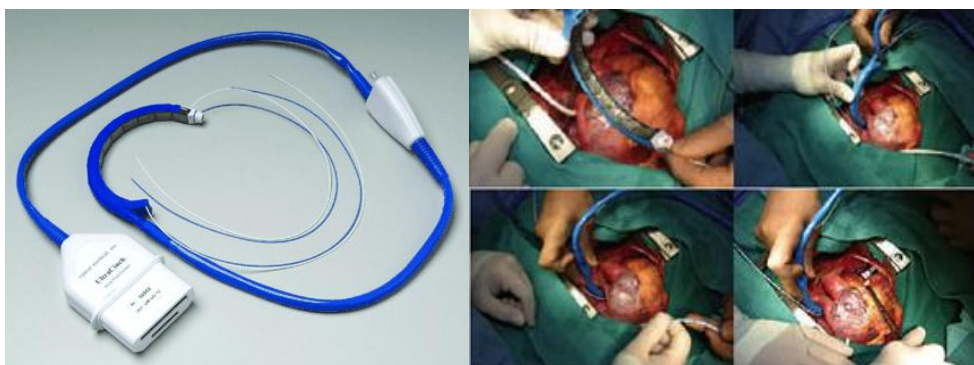


Figura 16B. Aplicador de HIFU tipo cincha de Saint Jude Medical® Cynch®: detalle y procedimiento de realización de box-lesion.

- **tipo *cincha*** (ver Figuras 16A. y 16B.): variante del tipo catéter específicamente diseñado para rodear el casquete de venas pulmonares junto a una isla de pared posterior de aurícula izquierda con que producir su aislamiento eléctrico mediante una lesión circunferencial, reproduciendo el patrón *box-lesion*. La liberación de energía es sectorizada mediante una matriz o *array* de electrodos o transductores independientes, próximos para dejar lesiones continuas. Debido a su naturaleza monopolar, es necesario un aislamiento que evite el contacto con las estructuras retrocardiacas (esófago, nn. vagos, aorta) a la vez que, en el caso de los ultrasonidos, puede ejercerse cierto apantallamiento para incrementar la potencia liberada (HIFU, radiofrecuencia monopolar).

Para mejorar el contacto con el tejido, tanto para el tipo catéter como el de cincha, se han añadido sistemas de succión para mejorar la estabilidad de contacto con el tejido, particularmente interesante cuando la ablación se lleva a cabo por abordajes mínimamente invasivos, con peor exposición y control del posicionamiento del

dispositivo y a corazón latiendo, donde la oscilación del ciclo cardiaco no haría más que ensanchar la superficie de lesión en detrimento de la transmuralidad.

4) Ablación bipolar

Se basa en el concepto desarrollado fundamentalmente desde la radiofrecuencia donde la línea de lesión creada se produce a partir del avance simultáneo de dos frentes opuestos. El diseño utilizado se ha basado en todas las patentes en algún tipo de pinza, en cuyas dos mandíbulas se sitúan dos electrodos activos que constituyen las superficies de ablación, quedando el resto del dispositivo recubierto por material aislante.

La ventaja del abordaje bipolar reside, además de un potencial mayor éxito en conseguir lesiones transmurales, en el hecho de que, al atrapar el tejido entre las fauces, este queda comprimido asegurando¹¹⁸:

- un buen contacto con sendos electrodos
- isquemia, al menos parcial, del tejido muscular al ser comprimido e interrumpirse el flujo coronario que contrarrestase la propagación del efecto térmico.
- exclusión temporal de la circulación sanguínea intracameral que atenúe la conducción térmica al endocardio, en el abordaje epicárdico puro.

El beneficio de las dos fauces se extiende a fuentes de energía que interactúan electrónicamente con el tejido (radiofrecuencia) de tal forma que los electrodos a ambos extremos, al estar opuestos, puedan actuar también como detectores del incremento de la impedancia a la conducción eléctrica (ver Figura 9.). Este hecho predice el desarrollo de lesión transmural por necrosis coagulativa lo que permite ajustar la dosis-respuesta y la liberación de energía, en aras de la seguridad en la ablación.

Este hecho ha sido aprovechado por otras fuentes de energía, particularmente la crioablación (ver Figura 17.), con el desarrollo de dispositivos de pinza donde sólo desde una de las fauces se produce el



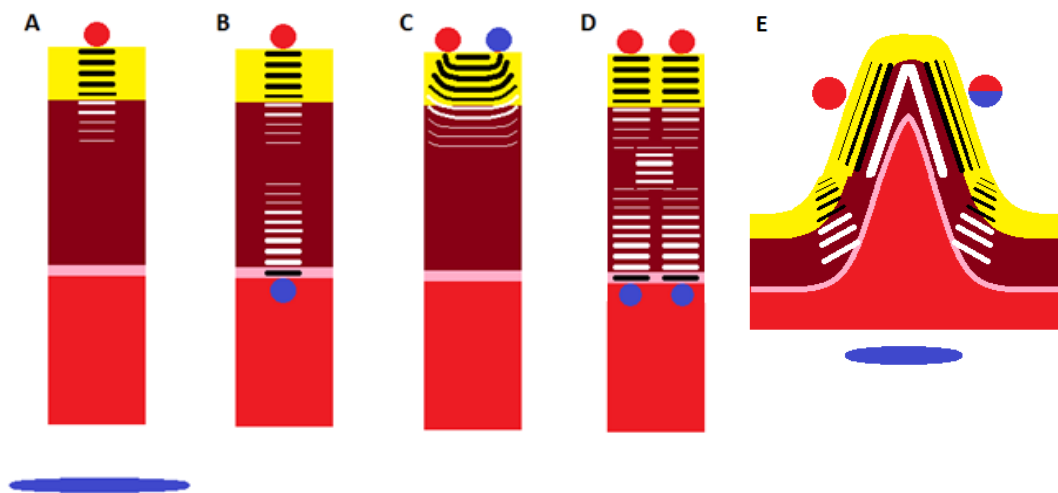
Figura 17. Dispositivos de ATS® CryoFlex® para crioablación por esquemas monopolar con catéter protegido y pinza.

contacto catéter-tejido, quedando la otra como inerte. No obstante, aunque no se puede considerar una ablación bipolar estrictamente, presenta la ventaja sobre la monopolar de la garantía de contacto y compresión de la línea de músculo auricular a lesionar.

Asimismo, las maniobras quirúrgicas de utilización de esta pinza son análogas a las de otros diseños con funcionamiento bipolar.

La ablación bipolar (ver Esquema 23.) puede realizarse tanto por vía epicárdica como endocárdica. No obstante, la primera de ellas presenta limitaciones con lo cual, en los casos donde se utiliza un dispositivo exclusivamente bipolar, el patrón desarrollado suele ser endo-epicárdico (Maze IV). La ablación epicárdica bipolar se resume al aislamiento de venas pulmonares donde se engloba simultáneamente entre las fauces primero las dos venas pulmonares derechas y, a continuación, las izquierdas; ambas a nivel de la unión veno-atrial pudiendo incluir dos pequeñas islas de pared posterior de aurícula izquierda. Para practicar el resto del patrón lesional con la pinza de radiofrecuencia bipolar son necesarias atriectomías derecha e/o izquierda, según el patrón a realizar. Estas pueden formar parte del abordaje intracavitario para otros procedimientos o; puede practicarse simplemente una bolsa de tabaco de reducido tamaño, necesaria para acceder con una de las fauces y realizar lesiones radiales en torno a ésta al cerrar la pinza. La tensión de la bolsa de tabaco contribuye a la hemostasia y puede anudarse una vez finalizado el procedimiento¹²⁷.

Debido a las propiedades inherentes de la interacción de la radiofrecuencia con el



Esquema 23. Posibilidades de aplicación de la radiofrecuencia: A: monopolar epicárdica, B: bipolar transmural, C: bipolar epicárdica, D: dual transmural y E: mono-bipolar epicárdica.

tejido, se han desarrollado sistemas de ablación bipolar dual por el que se produce la interacción de la corriente transmural entre dos electrodos muy próximos, para permitir el desarrollo de lesión en el seno del tejido, región donde la progresión de la lesión suele quedar más limitada (*gaps*) debido a un avance desde las superficies de endocardio y epicardio⁹¹.

Asimismo, recientemente se han desarrollado dispositivos mono-bipolares que aúnan los beneficios de ablación por ambos esquemas de aplicación de la radiofrecuencia, aprovechando la interacción entre dos electrodos en la forma bipolar y el efecto bordes respecto de un tercero dispersivo en la monopolar que refuerza la lesión creada⁹¹.

5) Ablación con registro intraoperatorio

Es aquella que no utiliza paro cardiaco cardioplégico y, por ello, se conserva la actividad eléctrica del miocardio permitiendo el registro de actividad eléctrica que guíe y confirme el aislamiento eléctrico. De ser una ablación puramente epicárdica, es posible que se lleve a cabo sin circulación extracorpórea (CEC), y suele asociarse en la práctica a patrones más limitados de abordajes mínimamente invasivos o híbridos. El abordaje intracameral, por el contrario, exige el uso de CEC y puede abarcar patrones extensos. El registro intraoperatorio puede aplicarse con dos objetivos:

- **Preablación:** fundamentalmente orientado a la identificación de triggers, generalmente localizados en los plexos ganglionares de las venas pulmonares (ver Figura 2). Mediante la aplicación de estímulos supraumbral, se trata de inducir FA en los tipos paroxísticos que se presenten en RS en el momento de la ablación (o hayan sido cardiovertidos para tal fin). Además del patrón habitual, puede llevarse a cabo un refuerzo de la ablación mediante la lesión de dichos focos mediante fuentes monopolares.
- **Postablación:** confirma la existencia de bloqueo de conducción sin *gaps*, generalmente en lo que se refiere al aislamiento selectivo de las venas pulmonares y/o del *box lesion* (a continuación). Para ello, se aplican dos electrodos, sobre la superficie auricular, uno estimulador (dentro del territorio



Figura 18. Sonda de Stetch® Isolator® de mapeo intraoperatorio.

compartimentado) y otro detector (fuera). El estímulo en el primero no debe ser conducido y, por ello detectado, por el segundo. De hacerlo, existe la posibilidad de que el bloqueo de conducción no haya sido continuo y transmural, pudiéndose detectar el gap por modificación de la posición del electrodo detector dado que la latencia de detección del estímulo se acortará a medida que se aproxime al defecto (ver Figura 19.). Este método conocido como de potenciales dobles se ha extendido en el desarrollo de sistemas de detección de gaps basados en matrices multidetector, ya empleadas en disciplinas como la neurocirugía.

La ablación híbrida extiende las posibilidades de la ablación quirúrgica en el terreno de la fibrilación auricular primaria, generalmente orientada a abordajes mínimamente invasivos. Su base teórica reside en la realización de un patrón incompleto tipo mini-Maze,

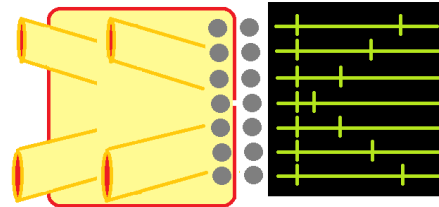
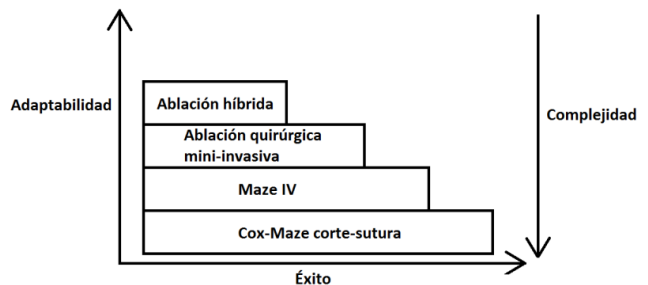


Figura 19. Detección de gap por medio del método de detección de potenciales dobles.

box lesion o aislamiento de venas pulmonares con/sin tratamiento de los ganglios vegetativos y ligamento de Marshall para entonces, llevar a cabo un estudio electrofisiológico que determine la continuidad y transmuralidad de las lesiones creadas, cerrando los posibles gaps surgidos por ablación con catéter y haciendo hincapié en la eliminación de nuevos triggers detectados por el aislamiento de potenciales fragmentados. Asimismo puede completarse el patrón con nuevas líneas como es la ablación del istmo mitral o el cavo-tricuspídeo. El timing de la realización de ambos procesos no está completamente establecido⁹¹. Aunque es preferible la realización de la ablación quirúrgica en el primer tiempo, la ablación con catéter puede aplicarse en el mismo acto (prolongación del tiempo anestésico, necesidad de instalaciones híbridas, mayor riesgo de lesión esofágica) o en un segundo tiempo (dos procedimientos con anestesia general).



Esquema 24. Ordenamiento de posibilidades técnicas de ablación quirúrgica de la FA. Modificado de Cox.

6) Ablación con paro cardioplégico

Es la habitualmente empleada en los procedimientos concomitantes y, de ser estos la indicación primaria, suele exigir CEC. La aplicación de cardioplejia anula cualquier posibilidad de llevar a cabo una comprobación intraprocedimiento del aislamiento eléctrico conseguido. Aunque constituye un planteamiento más primitivo está más extendido en la práctica habitual de la ablación quirúrgica. Se basa en los principios del Cox-Maze inicial diseñado para tratar cualquier mecanismo de reentrada auricular, alejándose de planteamientos más modernos de feedback corrector y ajuste del patrón a las características de la arritmia sin añadir potencial morbilidad. Cabe señalar en su favor que, muchos de los registros hechos inmediatamente después del procedimiento, pueden ofrecer frecuentes falsos negativos dado que el aturdimiento del tejido postablación se comporte como un bloqueo de conducción que se recupere pasado el periodo de maduración de las lesiones (“blinking”).

Abordajes quirúrgicos para ablación

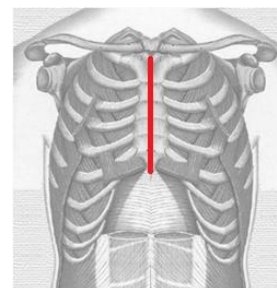
Como ya se ha citado con anterioridad, la ablación de la FA conomita con frecuencia con otros procedimientos quirúrgicos por lo que, inicialmente, conviene establecer la distinción entre procedimientos:

- Electivos: aquellos donde la ablación quirúrgica de la arritmia constituye la indicación principal de la intervención. El abordaje, por consiguiente, no se ve condicionado por ninguna otra circunstancia más que la realización de la técnica en sí misma.
- Concomitantes: situación más frecuente en la práctica clínica donde la ablación de la arritmia constituye un complemento del procedimiento principal que indica la intervención y establece el abordaje quirúrgico.

Los abordajes habitualmente utilizados en la práctica cotidiana comprenden:

1) Esternotomía media (ver Esquema 25.):

Con el paciente en decúbito supino, constituye el abordaje convencional, muy versátil pues permite realizar cualquier tipo de intervención cardíaca. Salvo excepciones, es mandatorio cuando existe la necesidad de llevar a cabo cirugía coronaria y/o valvular. De utilizarse para ablación electiva, si se va a requerir circulación extracorpórea, es más conveniente la utilización de canulación venosa



Esquema 25. Esternotomía media.

bicava y eventual control de ambas venas cavas mediante torniquetes para exclusión durante la fase de Maze derecho.

2) Minitoracotomía derecha anterior (ver Esquema 26.):

Situada en el área submamilar, accediendo al tórax a través de una incisión en piel de

4-6 cm, por el 4º espacio intercostal, es el abordaje de elección en el esquema de cirugía mitral mínimamente invasiva por sistema Port-Access®. A través de esta

pequeña incisión es posible realizar patrones simplificados o completos. La intervención

se puede realizar bajo visión directa y/o videoasistencia, según exposición, con

instrumental específico de cirugía mínimamente invasiva valvular.

Como procedimiento electivo,

este abordaje permite realizar

patrones similares al mini-Maze si

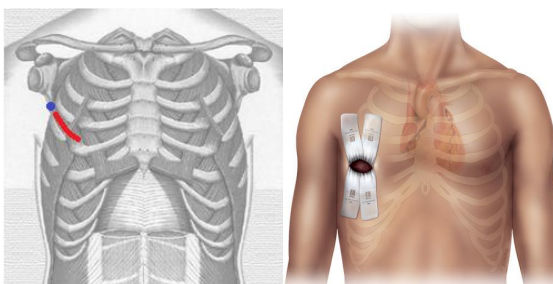
no se utiliza circulación

extracorpórea. De requerirla, el

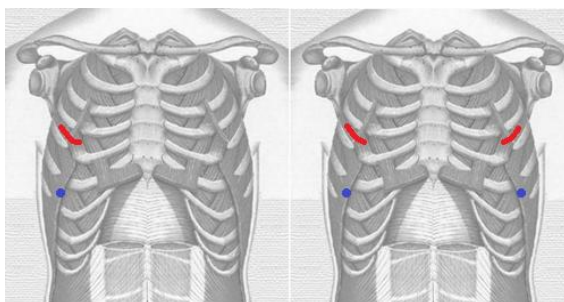
abordaje para establecerla es a

través de los vasos periféricos

(femorales, axilares, yugulares)



Esquema 26. Minitoracotomía derecha. En rojo: minitoracotomía, en azul puerto para la óptica. Figura 16: detalle del campo quirúrgico para abordaje por minitoracotomía, separador de partes blandas.



Esquemas 27A y 27B. Abordaje toracoscópico uni o bilateral. En rojo: pequeña toracotomía para introducción del dispositivo de ablación e instrumentación. En azul: puerto para la óptica.

3) Toracoscopia¹²⁹ (ver Esquemas 27A., 27B. y 28. y Figura 21.):

Constituye un abordaje casi exclusivo de

procedimientos de ablación electiva. Se realizan

alternativamente primero el abordaje derecho y

posteriormente el izquierdo si se precisa, lo cual exige

la modificación de la posición del paciente en cada

uno de los tiempos e intubación bronquial selectiva

para ventilación unipulmonar. Partiendo de una

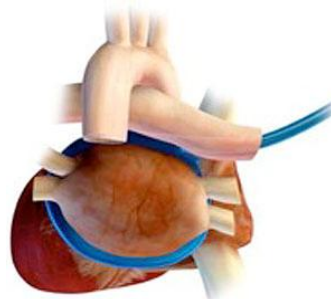
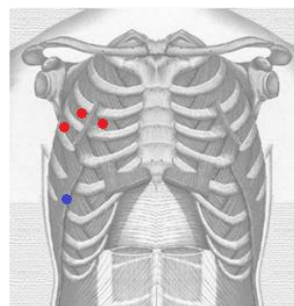


Figura 20. Box-lesion con dispositivo tipo cincha.

posición en decúbito supino, en el abordaje derecho, el paciente es dispuesto en la “postura del nadador” con el brazo derecho estirado por encima de la cabeza en contacto con el pabellón auricular; se introduce entonces un cojín para conseguir algunos grados hacia decúbito lateral izquierdo para mejor exposición de la arcada costal derecha. El abordaje izquierdo sigue las mismas directrices anteriores cambiando los sentidos. Se realizan incisiones en 4º espacios intercostales derecho o derecho e izquierdo, de dimensiones menores que en el caso anterior (4-5 cm), ajustadas para el paso exclusivamente del dispositivo a la cavidad torácica, facilitado por un retractor de partes blandas. El procedimiento se realiza bajo videoasistencia, con la ayuda de instrumentación de toracoscopia y sin circulación extracorpórea. La óptica de 5 mm 30º se introduce por un puerto de 12 mm el 7º-8º espacio intercostal, coincidente con el punto de intersección del nivel del apéndice xifoides con la línea axilar anterior. De practicarse una única incisión derecha, generalmente se utilizan sistemas tipo cincha para el *box-lesion* y otro dispositivo para la lesión de istmo cavo-tricuspidé y mitral, reproduciendo el patrón de mini-Maze. De practicarse doble abordaje, pueden utilizarse sistemas tipo pinza para realizar el aislamiento de venas pulmonares y posteriormente completar el patrón de Maze IV. El doble abordaje tiene la virtud frente al simple de permitir el acceso al apéndice auricular izquierdo para su exclusión. Los sistemas utilizados en toracoscopia y otros abordajes mínimamente invasivos, aunque con características análogas a los utilizados en cirugía convencional por esternotomía, suelen tener diámetros más finos en su construcción, ser de mayor longitud y, característicamente aunque variando según el diseño, sistemas de cintas con que capturar el cabezal para facilitar el paso abrazando las venas pulmonares y cerrar la línea de ablación.

Existen otros autores que proponen abordajes puramente toracoscópicos, a través de puertos de trabajo sin toracotomías utilizando dispositivos de ablación que quepan por dichos accesos. El esquema practicado sería:

Paciente en decúbito supino lateralizado ligeramente hacia el lado izquierdo por un rodillo en la espalda. Brazos en ángulo recto con el tronco. Abordaje desde el hemitórax derecho con ventilación unipulmonar



Esquema 28. Abordaje toracoscópico puro. En azul: puerto para la óptica. En rojo: puertos para instrumentación y ablación.

izquierda selectiva:

- Línea axilar anterior, 6º espacio intercostal, puerto de 10 mm para la óptica.
- Línea axilar media, 4º espacio intercostal, puerto de 5 mm para instrumentación.
- Línea axilar anterior, 3º espacio intercostal, puerto de 5 mm para instrumentación.
- Línea medio-clavicular, 3º espacio intercostal, puerto de 5 mm para instrumentación y retractores.

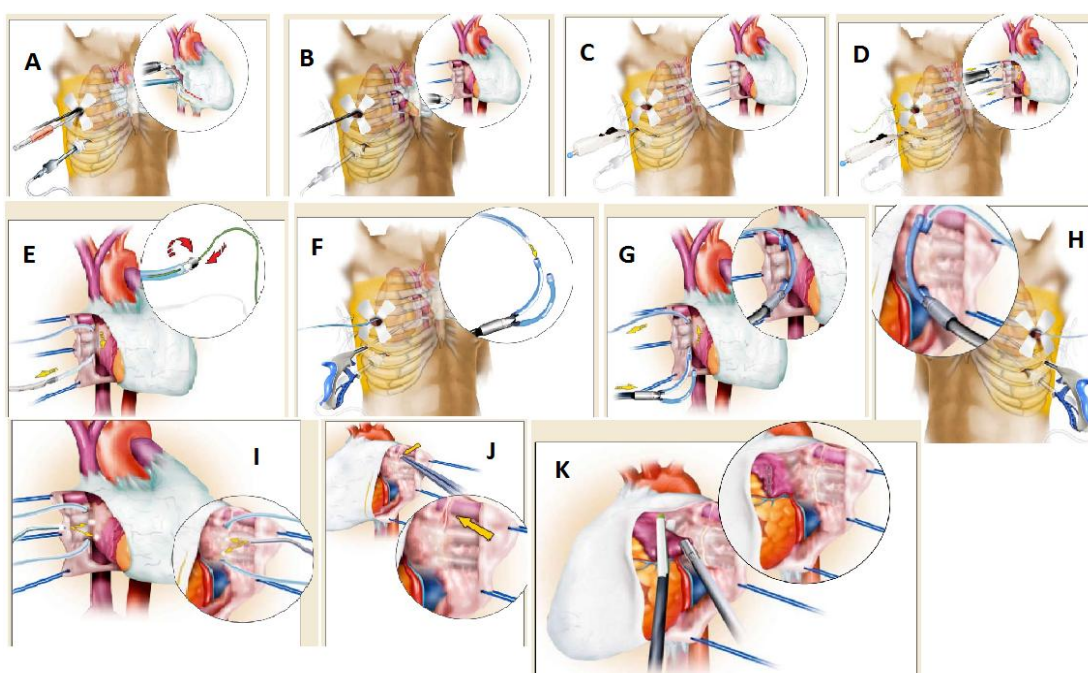
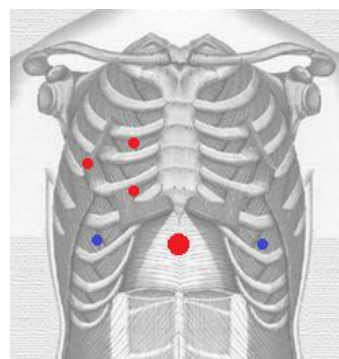


Figura 21. Ablación toracoscópica con dispositivo Medtronic® Gemini®. A-D: exposición y disección de venas pulmonares derechas. E-G: aislamiento de venas pulmonares derechas. H: aislamiento de venas pulmonares izquierdas. I-J: lesión de plexos nerviosos y ganglios vegetativos en torno a las venas pulmonares y comprobación del aislamiento eléctrico. K: exclusión de apéndice auricular izquierdo con endo-GIA. Modificado de Tahta y Beyer.

4) Pericardioscopia y abordajes subxifoideos¹³⁰:

Abordaje casi experimental aunque con algunos casos descritos en la práctica clínica, supone un esquema diferente de abordaje mínimamente invasivo que aprovecha la accesibilidad a las estructuras retrocardiacas a través del acceso transdiafragmático por pericardioscopia en el seno oblicuo del pericardio y al seno transversal a través de la toracoscopia derecha (ver Esquema 29. y Figura 22.). El paciente es dispuesto en

decúbito supino con ligero decúbito lateral dejando elevado el hemitórax derecho y con intubación orobronquial selectiva. Una minilaparotomía de 2 cm se lleva a cabo en la línea media del epigastrio, 2-4 cm por debajo de la conjunción de la línea alba con el apófisis xifoides, a través de la cual se lleva a cabo la inserción de un puerto de 10 mm con balón de neumotaponamiento. Dos puertos más de 5 mm son dispuestos a los lados en cada hemitórax, sobre la línea mamilar, equidistantes del puerto de 10 mm. Estos puertos son dispuestos a través de los senos costodiafrágicos anteriores y debe cuidarse no lesionen los ligamentos triangulares



Esquema 29. Abordaje por pericardioscopia. En azul: puertos para óptica. En rojo: pequeño: puertos para instrumentación; grande: puerto del pericardioscopio.

hepáticos, por lo que es recomendable su inserción bajo visión directa y apnea. Tras establecer neumoperitoneo con CO_2 a 10-12 mmHg de presión y disponer al paciente en posición de anti-Trendelenburg, se introduce la óptica y el instrumental para practicar una perforación en el centro fibroso diafrágico. La incisión diafrágica debe realizarse 1-2 cm anterior a la reflexión del ligamento hepático para permitir la posterior movilización del pericardioscopio y el cierre diafrágico, aunque este último los autores apuntan que no es imprescindible. La vena cava inferior se sitúa, como referencia, detrás del ligamento falciforme. Si la incisión se lleva a cabo demasiado próxima a este, no se dispondrá de adecuado arco de movimiento para el pericardioscopio. La incisión diafrágica debe ser horizontal, de unos 3 cm. Se introduce la cánula del pericardioscopio junto a la óptica para atravesar un área de grasa prepericárdica del mediastino inferior. Se identifica el pericardio que se incide al mismo nivel de la

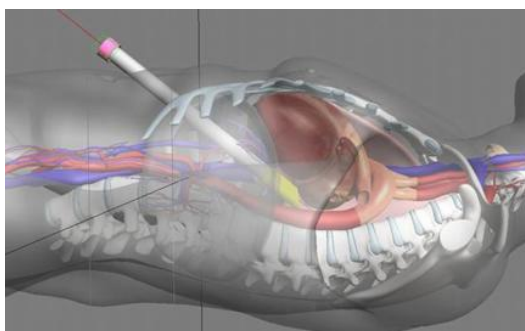


Figura 22. Abordaje por pericardioscopia en el seno de Haller.

incisión diafrágica. Conseguido el acceso pericárdico, tras drenarlo, se induce el neumopericardio con el mismo CO_2 del neumoperitoneo que accede desde el abdomen. La posición de anti-Trendelenburg se corrige, debiendo cuidarse la

repercusión sobre el drenaje venoso. La cánula se introduce en el espacio pericárdico por el seno oblicuo, tras lo cual la infusión de CO₂ es discontinuada. Utilizando la cánula y la óptica en su interior pueden ser reconocidas las estructuras retrocardiacas. Tras comprobar la ausencia de adherencias pericárdicas ni engrosamientos, particularmente en la porción derecha del saco, se pasa a ventilación unipulmonar izquierda para la introducción de los puertos de trabajo en el hemitórax derecho en:

- 4º espacio intercostal en la línea axilar anterior para un puerto de 10 mm
- 3º y 5º espacios intercostales en la línea paraesternal para puertos de 5 mm

A través de ellos se lleva a cabo la apertura del pericardio como en un procedimiento de toracoscopia convencional mediante pericardiotomía longitudinal paralela al nervio frénico, con precaución de no dañarlo. Algunos autores proponen la instilación de CO₂ en la cavidad torácica para inducir mayor colapso pulmonar. Las lesiones se completan mediante la utilización de dispositivos de ablación mínimamente invasivos que permiten la obtención de un patrón de ablación completo.

5) Asistido por robot:

Basada en principios análogos al de la toracoscopia pero con acceso al tórax de brazos articulados de alta tecnología. Existen abordajes puros a través de puertos y otros que combinan puertos más una minitoracotomía (necesaria para aquellos dispositivos que, al igual para la toracoscopia, no es posible introducirlos y/o no tienen movilidad suficiente en la cavidad torácica por los puertos de trabajo). La ablación suele indicarse como procedimiento complementario y bajo circulación extracorpórea. Existe escasa evidencia sobre las potenciales ventajas de la cirugía asistida por robot frente a la realizada por otros abordajes mínimamente invasivos anteriormente descritos.

Patrones actuales de ablación

Los resultados y recurrencias de los procedimientos de ablación están en íntima relación con la complejidad del patrón utilizado. Así, diferentes procedimientos que a continuación describiremos, no son más que formas simplificadas de patrones más complejos. De hecho, podría asumirse que incumplen uno de los principios de Cox para el patrón de ablación. Sus aplicación queda justificada en situaciones donde no se desee prolongar los tiempos operatorios, incrementando la potencial morbilidad derivada de la ablación; procedimientos mínimamente invasivos donde el acceso queda más limitado para abordar ciertas líneas de lesión, particularmente en los abordajes toracoscópicos para indicación electiva; y para

aquellos casos de FA paroxística donde la diana a tratar tiene que estar enfocada más a los mecanismos de desencadenamiento (venas pulmonares) que de perpetuación. En base a lo anteriormente indicado, se distinguen de forma amplia 2 tipos de patrones lesionales:

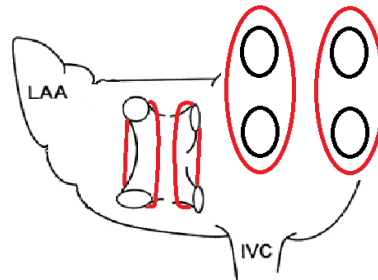
- **Patrón completo:** Se considera completo aquel que abarca todas las líneas de lesión del Maze III o IV, dejando compartimentadas ambas aurículas derecha e izquierda.

- **Patrones incompletos:** Son incompletos el resto de patrones que no quedan comprendidos en la anterior clasificación, siendo formas simplificadas del Maze III o IV, obviando lesiones particularmente a nivel de la aurícula derecha, con diferente nivel de completado de la compartimentación izquierda. Todos los patrones tienen en común realizar ablación de la unión veno-atrial izquierda, que presenta diferentes esquemas posibles.

Los patrones específicos utilizados en la actualidad son:

1) Aislamiento selectivo de las venas pulmonares (ver Esquema 30.):

Aislamiento selectivo e independiente propuesto por **Melo** et al.¹³², mediante dos lesiones circunferenciales a ambas parejas de venas pulmonares (derechas e izquierdas) pudiendo incluir sendas porciones limitadas de pared posterior de la aurícula izquierda. La lesión transcurre distal a los troncos de los vasos, a nivel de la unión veno-atrial, con lo que los “manguitos”^{25,28} helicoidales de



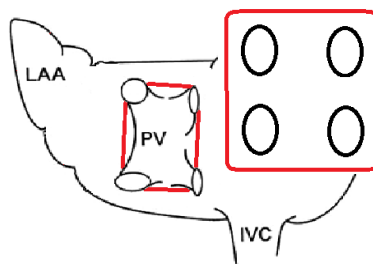
Esquema 30. Aislamiento selectivo de las venas pulmonares. LAA: apéndice auricular izquierdo, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: apéndice auricular

miocardio auricular que a su alrededor se arremolinan quedan excluidos de la aurícula izquierda. Este patrón presenta el objetivo de ablacionar la anterior diana responsable del desencadenamiento de la FA ya que, por la disposición más longitudinal de las fibras musculares, quedarían interrumpidas las reentradas que se estableciesen al quedar cruzadas por una lesión transversal. El resto del miocardio que queda en los troncos de los vasos, aunque con posibilidad de establecer reentradas, no sería *trigger*⁵³ para la FA al estar eléctricamente aislado. Este procedimiento es habitualmente aplicado en la ablación percutánea. En el caso de la ablación quirúrgica, aunque puede realizarse en teoría con casi cualquier tecnología disponible y abordaje, incluida la técnica de corte-

sutura, es de elección el uso de dispositivos tipo pinza, particularmente la de radiofrecuencia bipolar. La utilización de este tipo de tecnología con abordaje epicárdico añade además el beneficio de lesionar los ganglios vegetativos auriculares simpáticos y la vena de Marshall³¹. La técnica quirúrgica tiene como principal precaución el cuidado y la disección de reflexiones pericárdicas para permitir el paso de una de las fauces del dispositivo bipolar por debajo de ambas venas pulmonares de un mismo lado, condicionada asimismo por la variabilidad anatómica de dicha encrucijada con troncos comunes (que facilitan la técnica) o bifurcaciones y venas accesorias (que podrían dificultarla). El paso de la pinza puede realizarse indistintamente de superior a inferior (habitual en nuestro equipo en el abordaje por esternotomía media) o viceversa (habitual de procedimientos mínimamente invasivos).

2) *Box lesion* (ver Esquema 31.):

Aislamiento conjunto de las venas pulmonares derechas e izquierdas junto a una porción de pared posterior de la aurícula izquierda entre ellas, mediante una lesión aproximadamente cuadrilátera cerrada. Este patrón ya fue desarrollado por Cox⁵⁷ y pervive en la actualidad aplicado de forma aislada en procedimientos percutáneos y en la ablación quirúrgica, donde suele formar parte de patrones más complejos completos (Maze III) o incompletos (mini-Maze). La diana terapéutica de este procedimiento es análoga a la del anterior, no siendo sin embargo idéntico el resultado desde el punto de vista electrofisiológico. Mientras que en el anterior patrón predomina el efecto de una línea que cruza los “remolinos”^{25,26} de



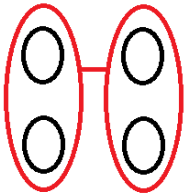
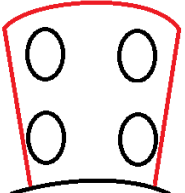
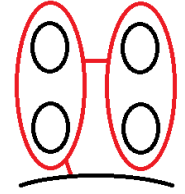
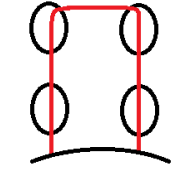
Esquema 31. *Box-lesion*. LAA: apéndice auricular izquierdo, PV: venas pulmonares, IVC: vena cava inferior.

miocardio en los troncos venosos para interrumpir reentradas, el *box-lesion* únicamente persigue su aislamiento eléctrico confinándolos a la isla de tejido eléctricamente excluida, que posiblemente permanezca en FA y sin contribución mecánica. La realización de esta lesión puede llevarse a cabo por cualquier tipo de abordaje y tecnología, aunque más frecuentemente con abordaje intracameral (endocárdico puro o endo-epicárdico). Así, dado que la ablación suele concomitar con técnicas de cirugía valvular mitral, el abordaje de atriotomía izquierda por el surco de Sondegaard suele aprovecharse ya como uno de los laterales del cuadrilátero, teniendo que completarse sólo los otros tres. En la realización de los laterales derecho e

izquierdo del cuadrilátero con fuentes de energía monopolaes debe vigilarse el contacto con el pericardio para prevenir la lesión de los nervios frénicos respectivos. Asimismo, las lesiones superior e inferior corren el riesgo de lesionar el esófago con este mismo tipo de fuentes, por lo que se aconseja la introducción de compresas en el seno oblicuo de Haller y evitar el contacto con el pericardio.

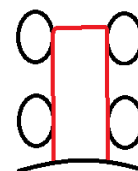
3) Otros patrones de ablación de venas pulmonares:

Otros autores han propuesto recientemente otros esquemas de ablación de la encrucijada de la pared posterior de la aurícula izquierda como modificaciones de los esquemas anteriores:

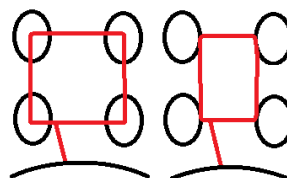
- **Damiano**¹³¹: Conexión de ambos aislamientos de venas pulmonares por medio de una línea transversal que cruza la pared posterior de la aurícula izquierda situándose entre las venas pulmonares superiores o en el centro de los cuatro vasos. Este patrón se aplica al Maze IV. Permite interrumpir las reentradas que se establezcan en el espacio entre las 4 venas pulmonares que el *box* excluía pero que el aislamiento estricto respeta. 
- **Mai**¹³⁸: *box-lesion* sin completado de la línea inferior sino que, el gap formado, es cerrado por la extensión de las líneas laterales hasta el anillo mitral. Ablaciona con 3 lesiones venas pulmonares incluyendo el istmo mitral pero, por muy próximas que se desee dejar la confluencia de las dos lesiones laterales, excluye una isla de pared posterior de aurícula izquierda mayor que el *box* convencional. 
- **Benussi**¹³³: añade al modelo de Damiano la línea del istmo mitral. 
- **Gaita**¹³⁴: original patrón donde la lesión pasa a través de los ostia de las venas pulmonares, quedando cada uno de ellos cruzado por dos lesiones. El *box* formado carece, al igual que el patrón de Mai, de cierre inferior y acaba conectando con el anillo mitral con las dos lesiones laterales. Se fundamenta en que la conducción de la energía es 

suficiente como para ablacionar los “manguitos” de miocardio que se arremolinan en las venas pulmonares interrumpiendo circuitos de reentrada y, la exclusión que hace de la pared posterior de la aurícula derecha es mucho más limitada que en el esquema previo.

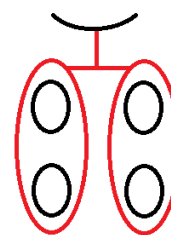
- **Kottkamp**¹³⁵: esquema análogo al anterior con la diferencia de que las lesiones trazadas son tangenciales a los orificios y con ello estos constan de una única lesión en su circunferencia.



- Evidentemente, patrones análogos a los de Gaita y Kottkamp con cierre del *box* mediante una línea inferior y eventual realización de una lesión adicional para ablación del istmo mitral también son posibles. Añaden tiempo quirúrgico pero combinan las virtudes de estos patrones con una mínima superficie de aurícula izquierda excluida.



- **Edgerton**¹³⁶: propone un esquema aplicado a abordaje mínimamente invasivo donde, tras realizar un esquema similar al de Damiano y Melo, conecta los aislamientos de las venas pulmonares con una lesión en el techo de la aurícula izquierda a través del seno transversal. Esta lesión asimismo se conecta con una línea perpendicular, con el anillo valvular aórtico.



4) Mini-maze^{90,100} (ver Esquema 32.):

Patrón biauricular que comprende las siguientes lesiones:

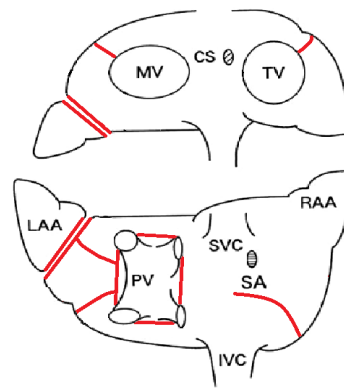
- *Box-lesion*
- Istmo mitral: línea que conecta el *box-lesion* con el anillo mitral posterior, interrumpiendo los circuitos de macro-reentrada que pudiesen establecerse alrededor del *box*, a la vez que se contribuye a la compartimentación de la cámara. Para su realización es conveniente conocer el patrón de distribución coronaria (aunque no es mandatoria la realización de un cateterismo si carece de indicación para ello) ya que, según la dominancia derecha o izquierda, la lesión debe situarse a diferente distancia del *crus cordis* a fin de prevenir la

lesión del origen de la arteria descendente posterior:

- Dominancia derecha: la lesión de istmo mitral debe situarse entre la mitad medial del velo mitral posterior y la comisura anterior (P1-P2).
- Dominancia izquierda: la lesión debe situarse entre la mitad lateral del velo mitral posterior y la comisura posterior (P2-P3).

- Conexión con orejuela izquierda: desde la línea lateral izquierda o de techo del *box* accede por la pared latero-posterior al apéndice auricular izquierdo más allá de su cuello. El trayecto descrito,

particularmente si la lesión se practica desde el epicardio, en menor medida desde el endocardio, puede lesionar parcialmente la vena de Marshall. La contribución de esta línea es la de incrementar la compartimentación auricular. La exclusión de orejuela no es mandatorio aunque sí recomendable. La línea de ligadura/sutura/sección de la orejuela se establece en su cuello y quedaría cruzada por la mencionada lesión.



Esquema 32. Mini-Maze. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: orejuela derecha.

- Exclusión de orejuela izquierda: Gesto quirúrgico sencillo que busca eliminar el principal sustrato de asentamiento de los trombos intracamerales en FA responsables de embolismo cerebral y periférico. Sin embargo, el origen de estos trombos es diferente según el tipo de cardiopatía y características de la FA. Así, en la FA paroxística, el 80% de los casos de embolia tienen su origen en trombos localizados en el apéndice auricular izquierdo; descendiendo hasta un 40% (e incluso menos si asocia enfermedad reumática mitral) cuando la FA es crónica, al tener orígenes mucho más variados en la cámara auricular izquierda.

Podemos clasificar los procedimientos aplicados sobre la orejuela básicamente en 2 tipos:

- Con sutura: inicialmente desarrollados, presentaban mayores riesgos de sangrado y desgarro por manipulación del apéndice y del propio paso de aguja. Las variantes técnicas son múltiples sin existir muchas

diferencias entre ellas en cuanto a la exclusión conseguida. Estas podían extirpar el apéndice o no, una vez excluido en su cuello.

- Extirpación y cierre mediante sutura continua del muñón: inicialmente aplicado por Cox, que facilitaba parte del patrón de lesiones de los Maze I y II.

- Cierre del cuello con sutura sin excisión: realizado desde abordaje epicárdico o endocavitario, practicando suturas continuas transfixivas o en bolsa de tabaco que estrangulasen el cuello.

- Cierre con parche: en un ánimo de corregir la potencial tensión de las suturas anteriores, responsables de desgarro; mejorar la hemostasia de los pasos de aguja; y las imperfecciones en el plicado del tejido que dejasen alguna vía de permeabilidad del apéndice. Este último factor incrementa la estasis y el riesgo trombogénico. La sutura de un parche circular al cuello corregiría estos factores. Podría practicarse desde el exterior del órgano tras extirpación del apéndice para cierre del muñón; o desde un abordaje

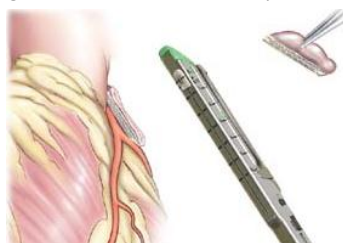


Figura 23A. Exclusión de orejuela izquierda con GIA®.

- intracameral para exclusión desde el cuello, sin necesidad de extirpación. Como punto desfavorable esta técnica requiere el uso de material adicional que puede además ser, per sé trombogénico.

- Sin sutura: desarrollados en un ánimo de simplificar el procedimiento por medio de la exclusión mediante algún tipo de ligadura o clipado en el cuello del apéndice. La ventaja de estos gestos reside en poderse aplicar directamente desde la superficie epicárdica y a corazón latiendo; a diferencia de algunos de los anteriores que exigían circulación extracorpórea. La complejidad de los dispositivos utilizados varía desde simples ligaduras vasculares, pasando por diversos tipos de lazo, hasta llegar a clips especialmente diseñados para este propósito.

En detrimento de las ligaduras y lazos, cabe destacar el potencial riesgo que tienen de dejar alguna vía que mantenga permeable el apéndice, particularmente en aquellos pacientes con aurícula dilatada, cuyo cuello se vuelve más circular y ensanchado. Asimismo, dada la ya referida fragilidad de sus tejidos, la ligadura tensa podría conllevar secciones y desgarros. El clip (ver Figura 23B.) de aplicación epicárdica tiene una desventaja clara en el aspecto económico pero excelentes

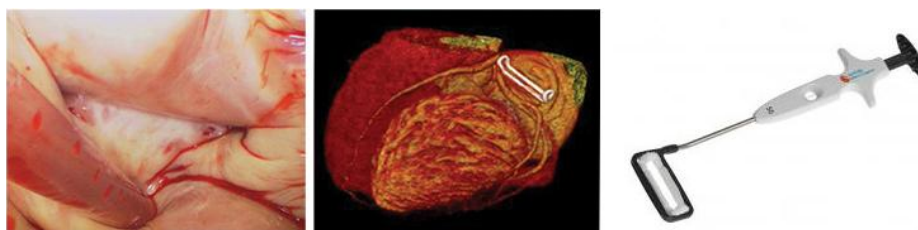


Figura 23B. Exclusión de orejuela izquierda con Atriclip®. Visión endocavitaria, epicárdica en tomografía computarizada y aspecto del dispositivo.

resultados en lo que respecta a éxito de exclusión y seguridad. Además, conviene destacar una mayor limitación de las técnicas de exclusión epicárdica sobre las endocavitarias en el sentido de que pueden presentar tasas de exclusión exitosa más limitadas, al quedar limitado el ajuste del dispositivo al cuello del apéndice por la presencia de un parche adiposo en el surco aurículo-ventricular izquierdo, en ocasiones muy prominente. La falta de ajuste del dispositivo dejaría un fondo de saco que, de ser ≥ 1 cm de profundidad por ecocardiografía transesofágica, se consideraría exclusión fallida a pesar de que el resto del apéndice no esté permeable.

En lo que respecta al abordaje por toracoscopia¹²⁹, se ha introducido el uso de sistemas de autosutura-corte mediante líneas paralelas de microágrafes, ampliamente utilizados en las cirugías laparoscópica y pulmonar. Los cabezales utilizados no muestran modificación respecto de los denominados GIA o TEA (ver Figura 23A.) y se aplican introduciendo la orejuela entre las fauces del dispositivo que deja 3-4 líneas de grapado a cada lado con sección entre ellas, excluyendo el apéndice que es posteriormente retirado por uno de los puertos de toracoscopia mediante utensilios de pinza o cesta. Según la experiencia de algunos grupos, la estanqueidad de la sutura es adecuada, habida

cuenta de que se realice la exclusión con una única carga lo suficientemente larga como para abarcar todo el cuello de la orejuela.

El solapamiento de cargas puede dejar vértices que comprometan la hemostasia.

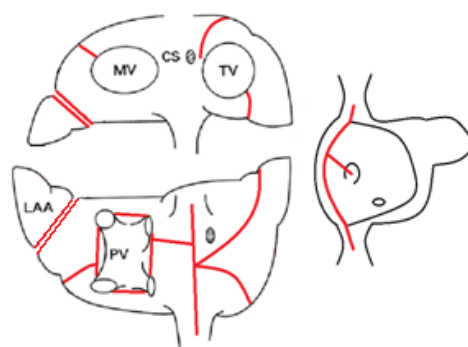
- Istmo cavo-tricuspidé: línea más frecuentemente profiláctica que terapéutica indicada según las experiencias de Cox en ablación de FA paroxística. No pretende compartimentar la aurícula derecha sino tan solo evitar el desarrollo de la complicación arrítmica del patrón izquierdo aislado como es el flutter auricular derecho.

5) Maze III¹⁰¹ (ver Esquema 33.):

Patrón biauricular completo que incluye la compartimentación de ambas cámaras mediante el siguiente esquema lesional. Persigue impedir el establecimiento de cualquier tipo de arritmia por reentrada supraventricular. Es el más complejo y, por consiguiente, presenta tiempos quirúrgicos más prolongados aunque es el que mejores resultados muestra en el seguimiento. Como principal diferencia con las 2 versiones predecesoras, reproduce un patrón muy similar al Maze II pero carece de líneas largas de lesión interauricular para no comprometer el haz de Bachmann.

- **Aurícula derecha:** habitualmente es realizado por vía epicárdica aislada o epi-endocárdica. Los abordajes endocárdicos puros son más raros. Este patrón aprovecha el hecho de que el espesor parietal de la aurícula derecha es menor y queda en la mayor parte de su superficie libre de parches de grasa epicárdica.

- Línea bicava o de la cresta terminalis: transcurre por la cara lateral hacia posterior a medida que se aproxima a la cava inferior, en la zona de transición entre la musculatura pectínea y el vestíbulo venoso. Es fundamental que sea larga para que se adentre algunos milímetros



Esquema 33. Maze III. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares.

- en la pared de ambos vasos a fin de evitar reentradas alrededor de la

línea cicatricial. En las aplicaciones de energía para esta lesión con fuentes monopolares, debe vigilarse el contacto con el pericardio ya que la transferencia térmica puede producir lesión del nervio frénico derecho.

- Istmo cavo-tricuspídeo: con origen en la línea bicava, tiene funciones en este patrón de compartimentación y de ablación del flutter común.

- Conexión con orejuela derecha hasta anillo tricuspídeo: línea parte de la lesión bicava y que cruza la cara anterior de la aurícula para dividir la orejuela en dos mitades superior e inferior. Posteriormente se continúa por la superficie medial de la orejuela hasta el surco aurículo-ventricular derecho en su porción más medial, donde aún no se ha incorporado el curso de la arteria coronaria derecha.

En el esquema propuesto inicialmente por Cox, esta lesión no llegaba a contactar con la línea bicava.

- Conexión con fosa oval: también con origen en la línea bicava, cruza la pared posterior de la aurícula derecha hasta el surco de Sondergaard pudiendo, de realizarse un abordaje intracavitario, incurvarse sobre el tabique interauricular para hacer intersección con el anillo fibroso de la fosa oval. Esta lesión, en el patrón clásico de Cox era la única con características biauriculares ya que partía desde la línea bicava y hacía intersección con la lesión lateral derecha del *box*. Al tratarse de un abordaje de corte-sutura, se extendía por medio de una septotomía a su mismo nivel hasta la fosa oval, dejando libre la vía de conducción preferencial septal.

Existe una variante técnica de la compartimentación de aurícula derecha que es el patrón radial. Desde un único punto situado a ± 1 cm del surco aurículo-ventricular en la cara anterolateral de la cámara, pueden trazarse todas las lesiones bien desde un abordaje epicárdico puro o con abordaje intracamerar por una pequeña incisión utilizando la pinza bipolar (anteriormente desarrollado). Desde este punto, pivotan las anteriores lesiones realizando la línea bicava en dos segmentos y teniendo el origen de todas las sucesivas líneas en la misma intersección, conservando los trayectos descritos.

- Exclusión de la orejuela derecha: aunque aplicado con frecuencia para facilitar ciertos abordajes de la técnica de corte-sutura de los Maze I y

II, quedó como herencia en la tercera versión. No obstante, hoy está en desuso y tendría más aplicación desde un punto de vista de reducción de tamaño auricular más que de verdadera prevención de trombosis intracameral y embolismo pulmonar y paradójico. Las técnicas a aplicar son análogas a las del apéndice homónimo izquierdo, predominando los planteamientos con sutura debido a su forma piramidal y ancha base de implantación que dificulta la exclusión por el cuello.

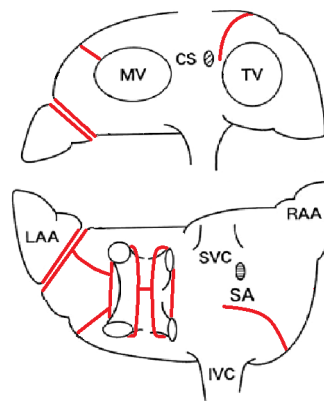
- Aurícula izquierda

- *Box-lesion*
- Istmo mitral
- Exclusión de apéndice auricular izquierdo
- Línea de conexión con el apéndice auricular izquierdo

6) Maze IV¹³¹ (ver Esquema 34.):

Versión más actual del patrón Maze popularizada por autores como Damiano. Se fundamenta en la simplificación del patrón Maze III a la vez que queda adaptado al uso del dispositivo de pinza bipolar de radiofrecuencia, probablemente la fuente de energía y sistema de aplicación que ha demostrado mejores resultados con mayor reproductividad, basados fundamentalmente en su eficacia para conseguir lesiones transmurales.

El patrón de lesiones es análogo a lo descrito anteriormente para el Maze III sustituyendo el *box-lesion* por el aislamiento de venas pulmonares, también descrito; todo ello realizado fundamentalmente por medio de pinza bipolar de radiofrecuencia, pudiendo añadir la asistencia de criolesiones para completar el patrón. Se aplica desde un planteamiento con circulación extracorpórea mediante canulación periférica o central para la práctica de acceso intracameral por atriotomía izquierda. El patrón de ablación puede realizarse por abordaje convencional de esternotomía media aunque su aceptación es



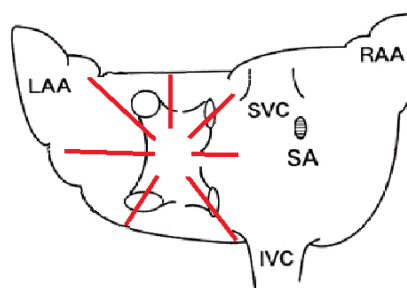
Esquema 34. Maze IV. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: orejuela derecha.

amplia desde abordajes mínimamente invasivos para procedimientos electivos.

Se ha descrito un procedimiento de patrón Maze IV de tipo radial análogo al anteriormente descrito para la aurícula derecha (no confundir con el Maze radial). Para ello es necesario aplicar dos pequeñas incisiones en el apéndice auricular izquierdo (si no se escinde) y en la porción inferior de la vena pulmonar inferior derecha (VPID). Tras realizar un patrón de aislamiento de venas pulmonares con pinza bipolar se pasa, a continuación, a pivotar desde la lesión bajo la VPID con lesiones hacia el anillo mitral (ablación del istmo y seno coronario) y de conexión con el aislamiento derecho. Desde la incisión de la orejuela, se realizan lesiones que conectan con el aislamiento de venas pulmonares izquierdas y con el anillo mitral.

7) *Star procedure*¹³⁷ (ver Esquema 35.):

Técnica heterodoxa propuesta por Thomas en 1995, que se separa del patrón Maze sin dejar de adoptar sus principios así como recuperar las ideas de Guiraudon. Incorpora principios de las experiencias iniciales de Cox, cambiando el centro del patrón radial. Se basa en un esquema de ablación auricular izquierdo que trata de evitar el aislamiento funcional de la pared auricular como ocurre en el Maze III, que puede llegar a



Esquema 35. *Star procedure*. LAA: orejuela izquierda, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: orejuela derecha.

suponer hasta un 36% de la superficie de la cámara. Este problema ha sido resuelto recientemente por el Maze IV, cuya descripción es posterior al *Star procedure*. Los esquemas Maze, además, provocan una distorsión amplia del patrón fisiológico de propagación del estímulo sinusal por las aurículas. Por ello, el *Star procedure*, crea lesiones radiales a la región de venas pulmonares que encauzan, a modo de corredores, el estímulo ectópico en ellas generado según la dirección normal de propagación del frente de onda. Asimismo, no permite que puedan cerrarse circuitos de reentrada al existir una distancia insuficiente entre líneas de ablación pero tampoco provocando su aislamiento eléctrico completo. Sin embargo puede incurrir en la reaparición de reentradas en la zona más distal de divergencia de las lesiones. Inicialmente estas lesiones fueron descritas como 7 y realizadas con radiofrecuencia monopolar endocárdicamente. La técnica no se ha popularizado ampliamente y sus resultados fueron buenos en el corto-medio plazo (91%), empeorando en el seguimiento a largo plazo (65%). Debido a que se trata de un patrón exclusivamente

izquierdo, la no realización de lesiones en el istmo cavo-tricuspídeo llevó a una recurrencia de flutter en más del 90% de casos.

8) Maze radial¹³⁸ (ver Esquema 36.):

Propuesto por Nitta et al. para, bajo principios análogos al del *Star procedure*, permitir una activación

biatrial con una secuencia más fisiológica que mejore su contractilidad desde el punto de

vista de:

- evitar aislamientos eléctricos (y por ello mecánicos) de tejido
- evitar la intersección con las ramas arteriales coronarias auriculares
- permitir una propagación más rápida del impulso sinusal conservando la sincronía con la actividad ventricular (en el Maze clásico, aunque la propagación del estímulo sinusal llegaba a todos los territorios auriculares, esta conducción era tan lenta e intrincada que provocaba que porciones distales de la aurícula izquierda se contrajesen en el momento de la sístole ventricular con la válvula mitral cerrada).

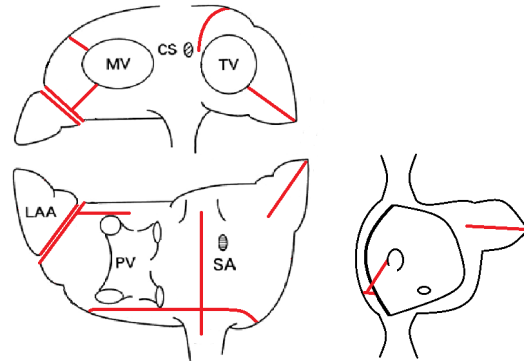
El patrón originalmente descrito consta de lesiones:

Aurícula derecha:

- Línea bicava
- Istmo cavo-tricuspídeo: con origen desde la línea bicava.
- Línea longitudinal a lo largo de la orejuela derecha en sus dos caras, conectando en la medial con el anillo tricuspídeo. La línea se prolonga por la cara lateral sin intersección con ninguna otra hasta el nivel del cuello del apéndice.

Aurícula izquierda:

- Línea por debajo de ambas venas pulmonares, como si se tratase del suelo del *box*, que se extiende desde el anillo mitral y seno coronario, cruzando el istmo mitral hasta la línea



Esquema 36. Maze radial. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal.

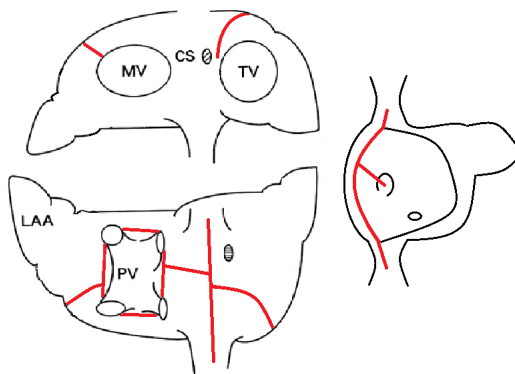
intercava, sobrepasando el surco interauricular y conectando por el tabique con la fosa oval (en procedimientos de corte-sutura).

- Excisión de apéndice auricular izquierdo
- Línea equivalente a la del apéndice auricular derecho pero en la excisión del izquierdo, que se extiende por las caras medial y lateral de la base del mismo, contactando con el anillo mitral. El otro extremo de la lesión transita por el techo auricular izquierdo sin cruzarlo por completo, hasta superar la vena pulmonar superior izquierda.

En comparación con el Maze III, Nitta et al. mostraron que el patrón radial era técnicamente más fácil y que la función de transporte auricular comprobada mediante ecocardiografía Doppler era mejor con su técnica. La restauración del ritmo sinusal fue equivalente sin diferencias significativas (90% Maze radial vs. 92% Maze III).

9) Maze PAB (preservación apendicular bilateral)¹³⁸ (ver Esquema 37.):

Yoshihara et al. comunicaron que la preservación del apéndice auricular izquierdo era eficaz para la conservación de la secreción de péptido atrial natriurético (PAN) y contrarrestaba los balances postoperatorios positivos y la sobrecarga hídrica. Isobe et al. compararon la preservación apendicular bilateral (PAB) junto con el resto de patrón Maze III con patrones



Esquema 37. Maze PAB. MV: válvula mitral, CS: seno coronario, TV: válvula tricúspide, LAA: orejuela izquierda, PV: venas pulmonares.

Maze III completos incluidas las exéresis apendiculares. En ambos grupos, >95% de los casos conservaron el ritmo sinusal. En el grupo PAB, la fracción de eyección auricular izquierda medida por ecocardiografía transesofágica, fue próxima a la normalidad y la reserva secretora de PAN fue superior. Este hecho motivo la aparición de este patrón, con sus demostrados beneficios sin compromiso de la eficacia terapéutica antiarrítmica al disminuir el grado de compartimentación.

10) Maze derecho:

Se corresponde con el patrón sobre aurícula derecha descrito para los Maze completos III y IV, realizado de forma exclusiva. Se aplica para la ablación de taquicardias por reentrada en aurícula derecha en forma de flutter más o menos típico, llegando a situaciones de FA con frecuencia predominante de localización derecha. Es un procedimiento minoritario ya que de requerirse para la ablación de flutter, en la mayoría de casos este es común y es suficiente con la ablación del istmo cavo-tricuspídeo. En FA, podría tener indicación en recurrencias de arritmias de forma concomitante a otra cirugía cardiaca en un individuo donde se ha realizado un patrón correcto auricular izquierdo previamente por cateterismo y/o cirugía.

Procedimientos asociados

Junto a los patrones de ablación quirúrgica, figuran de forma paralela una serie de técnicas operatorias que no estrictamente participan del tratamiento de la arritmia pero cuya aplicación puede contribuir también a la mejoría de los resultados de recuperación del ritmo sinusal y la actividad mecánica auricular. Algunos de ellos son aplicados para corregir otros fenómenos patológicos cardiacos que, sin embargo, de manera más o menos directa tienen relación fisiopatológica con la arritmia. Estos habitualmente son los que indican la intervención quirúrgica y a los que se asocia el procedimiento de ablación.

1) Revascularización coronaria: la cardiopatía isquémica tiene un papel fundamental sobre el funcionamiento ventricular aunque, sin embargo, las aurículas no están exentas de verse afectadas por la enfermedad coronaria. Así, de igual forma que en los ventrículos, puede acontecer daño miocárdico parcheado, zonas hibernadas akinéticas o hipokinéticas y desequilibrios iónico-metabólicos derivados de la perpetuación de una situación de isquemia mantenida, que conduzcan al desarrollo de fibrilación auricular. De forma indirecta, asimismo, el deterioro de la función ventricular (miocardiopatía dilatada isquémica) supone incrementos de presión intracameral y disfunción valvular que acaba repercutiendo en la dilatación auricular como mecanismo compensador, todo ello factores predisponentes para la FA.

2) Reparación/sustitución valvular: particularmente aquella que interviene sobre las válvulas aurículo-ventriculares, tiene especial beneficio ya que corrige la sobrecarga de volumen (insuficiencia) y/o presión (estenosis) a la que están

sometidas la/s cámara/s auricular/es. Ante estas situaciones patológicas, el mecanismo compensador para contrarrestar el incremento de presión en los territorios venoso sistémico y/o pulmonar es la dilatación auricular, que predispone al desarrollo de FA crónica y flutter.

- 3) Reducción de volumen auricular:** comprende un conjunto de técnicas orientadas a reducir el volumen auricular global, corrigiendo así fenómenos fisiopatológicos (ley de Laplace, estasis sanguínea) relacionados con la dilatación auricular (masa crítica), uno de los principales factores predisponentes al desarrollo de FA, su cronificación y recurrencia tras cardioversión y ablación. Tienen diferentes efectos según la región de cámara auricular reducida:

a) Exclusión de apéndice/s auricular/es: clásicamente englobados dentro de los patrones Maze, particularmente los aplicados sobre la orejuela izquierda, son unos de los procedimientos más sencillos para reducir el volumen auricular global. Habiendo sido ya desarrollada la técnica quirúrgica anteriormente, cabe destacar que su aplicación está centrada particularmente en la prevención de cardioembolismos más que para la reducción del volumen cameral (sólo 5-15% del volumen total). Aunque el beneficio de la exclusión del apéndice haya mostrado resultados esperanzadores y sea, en teoría, técnicamente simple, existen controversias al respecto de su aplicación extensiva debido a la importante alteración de la fisiología auricular que supone su exéresis.

Las aurículas sometidas a procedimientos de Maze, particularmente en aquellas que han llevado largos periodos de FA, aun con éxito técnico de restauración del ritmo sinusal, presentan una actividad contráctil con ondas A ecocardiográficas menores. Sin embargo, analizando la contractilidad auricular segmentaria, se aprecia una especial contribución de la orejuela al volumen de eyección, el cual quedaría reducido tras la exclusión. Por otro lado, junto al techo auricular izquierdo, en la experiencia de muchos cirujanos reside el hecho de que son estructuras de miocardio con infiltración adiposa, frágil y friable que no están exentas de riesgo de rotura o desgarro difíciles de controlar por lo oculto de su ubicación, lo que podría acarrear desagradables consecuencias. Este hecho ha impulsado en algunos equipos la abstención de realizar procedimientos sobre esta estructura.

La orejuela izquierda funciona como cámara de reserva cuando se produce un

incremento de presión intraauricular¹³⁸. Es capaz de reclutar compliancia auricular a fin de prevenir el incremento de presión postcapilar pulmonar. Este hecho podría explicar los resultados de los estudios de pacientes sometidos a exclusión de apéndice auricular izquierdo que, aunque presentaron menor incidencia de cardioembolismo, tuvieron un mayor número de episodios de descompensación de su insuficiencia cardiaca, requiriendo en muchos de los casos ingreso hospitalario.

La orejuela izquierda funciona como un órgano endocrino mediante la secreción de mediadores como el PAN¹³⁸, relacionados con procesos fisiopatológicos análogos a la respuesta frente al anterior incremento de presión intracameral. El PAN favorece la natriuresis inhibiendo la recaptación tubular renal y con ello, el descenso de volemia. Aunque puede ser secretado en otras regiones de la economía y comparte efectos con mediadores análogos como el BNP, ha mostrado una participación clara en el mantenimiento de la función cardiovascular compensada. Los pacientes con amputación de orejuela izquierda presentan niveles significativamente más bajos de PAN plasmático.

b) Reducción de cámara auricular: procedimientos más complicados, con menor frecuencia de aplicación, limitados a situaciones de grandes volúmenes auriculares donde la compartimentación mediante patrón Maze III puede no ser suficiente para conseguir la recuperación del ritmo sinusal. Hornero et al.^{87,139} describen un protocolo de resección de un área de pared auricular para después llevar a cabo un cierre directo del defecto, dejando una línea de lesión que recuerda a las practicadas mediante corte-sutura en los Maze iniciales y que puede quedar integrada dentro del patrón global. La reducción de la cámara auricular persigue:

- Corrección de la sobrepresión de Laplace: responsable junto al aumento de la presión intracameral de la dilatación auricular progresiva
- Control del remodelado anatómico y eléctrico: que provoca la cronificación y recurrencia de la FA.
- Recuperación de la contractilidad auricular: al reducir el volumen de la cámara, se incrementa la eficacia de la sístole, la fracción de eyección y reduce la presión intracameral (sobre todo si se añaden además

procedimientos de restauración de la función valvular).

- Reducción de la estasis sanguínea en la cámara: y el riesgo cardioembólico, ya que independientemente de la orejuela, el asentamiento de trombos intraauriculares fuera del apéndice alcanza en la FA crónica el 50% de los casos.

Las técnicas de reducción auricular fueron descritas inicialmente por Cox, sufriendo modificaciones posteriores:

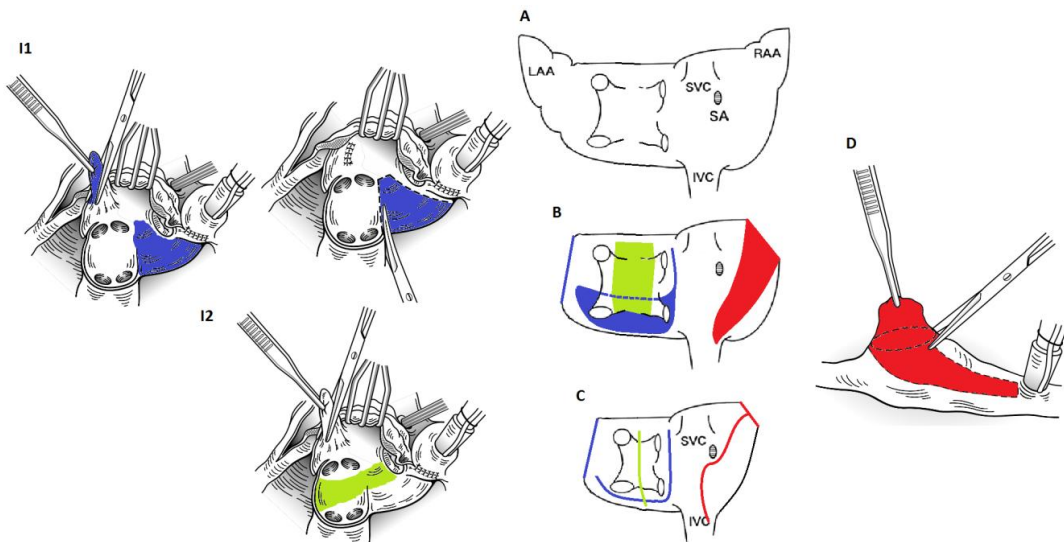
- **Reducción de cámara auricular derecha:** transección del apéndice auricular derecho por su cuello. Atriotomía derecha amplia desde el orificio creado paralela al surco interauricular hacia la vena cava inferior donde se adentra varios milímetros. Partiendo desde este último punto, se añade una incisión que parte posterior al ostium de la vena cava inferior en paralelo al septo interauricular finalizando por detrás del ostium de la vena cava superior. Esta lesión funcionará a modo de línea bicava del Maze derecho y debe advertirse que transcurra lo suficientemente posterior como para no afectar a la región del nodo sinusal. El triángulo de tejido resecaado se cierra con una incisión que finaliza en el orificio del cuello de la orejuela derecha lo suficientemente anterior como para salvaguardar el NS.

- **Reducción de cámara auricular izquierda:** atriotomía izquierda convencional paralela al surco interauricular. Llegados por debajo de la vena cava inferior derecha, la incisión se incurva como si se tratase de la lesión inferior del *box*, llegando hasta la vena pulmonar inferior izquierda. Una nueva incisión paralela al anillo mitral confluye con la anterior a la altura de la vena pulmonar inferior izquierda, reduciéndose la aurícula izquierda particularmente en la porción del istmo mitral.

- **Otros autores** proponen técnicas alternativas basadas en la plicatura con/sin aislamiento eléctrico de la porción de miocardio auricular excluida tras sutura. Existen diferentes alternativas que a continuación se exponen:

- **Marui et al.**¹⁴⁰ proponen una técnica que simplifica el anterior procedimiento resectivo y que lo sustituye por la plicatura de la misma región de miocardio auricular. Para ello, tras un abordaje convencional

de atriotomía izquierda paralela al surco interauricular y extendido ligeramente por debajo de las venas pulmonares inferiores. La reducción auricular se lleva a cabo mediante una sutura tipo *matress*, transfixiva en la región de crecimiento auricular entre las venas pulmonares y el anillo mitral, realizando una plicatura generosa que deje un margen de 2 cm con el anillo mitral, con adecuado tensado de la sutura para dejar el *cul-de-sac* excluido del resto de la cámara y prevenir el alojamiento de trombos. Para reforzar su exclusión no sólo mecánica sino que eléctrica (ya que permanecería conectada con el resto de la aurícula y no tendría el mismo efecto que la extirpación en la reducción de la masa crítica), se realiza una lesión circunferencial a modo de *box* aislando el área suturada. La fuente de energía utilizada es la crioablación en la descripción original. El cierre de la atriotomía es



Esquema 38. Técnicas de reducción auricular: I1 e I2 izquierda según patrón estándar y según Wang; D: derecha estándar; comparativa de situación inicial (A), área de resección/plicatura (B) y reducción de volumen auricular final (C). LAA: apéndice auricular izquierdo, SVC: vena cava superior, IVC: vena cava inferior, SA: nodo sinusal, RAA: apéndice auricular derecho. Modificado de Wang y Marui.

asimismo generoso en la cantidad de tejido incluida para contribuir también a la reducción de volumen.

- **Wang et al.**¹⁴¹, han desarrollado técnicas paralelas para la reducción de volumen atrial izquierdo, especialmente indicado en aurículas gigantes. Es una técnica sin necesidad de exéresis de tejido mediante una

plicatura longitudinal agresiva de una banda de tejido que corre con un trayecto semilunar entre las venas pulmonares derechas e izquierdas, teniendo su origen en el techo de la aurícula izquierda y finalizando a nivel de la atriotomía izquierda por el surco de Sondergard que se extiende ligeramente por debajo de la vena pulmonar inferior derecha, 2 cm por encima del anillo mitral posterior y del nivel de la arteria coronaria circunfleja. Previo a la realización de la sutura, realiza un patrón izquierdo tipo Maze III y, con el *box* completo, añade la plicatura de la pared posterior de la aurícula que refuerza la exclusión eléctrica.

Complicaciones

Las complicaciones resultantes de los procedimientos de ablación quirúrgica de FA tienen una tasa baja de presentación en la práctica clínica considerándose, en manos de cirujanos expertos, que no suponen un riesgo incrementado en la ablación indicada de forma concomitante. En procedimientos aislados, según puede observarse en las series comunicadas, la tasa de mortalidad del procedimiento aislado es inferior al 1%. La morbilidad surgida de los procedimientos de ablación quirúrgica puede clasificarse en:

General

Común a cualquier procedimiento de cirugía cardíaca, por lo que es dependiente del abordaje y de complicaciones médico-quirúrgicas inherentes a cualquier procedimiento de cirugía mayor en general y cardíaco en especial. Según la revisión de la literatura¹¹⁰, los procedimientos de ablación concomitante no suponen un incremento significativo en mortalidad perioperatoria (evidencia clase A), accidente cerebrovascular postoperatorio (evidencia clase A), infarto de miocardio perioperatorio (evidencia clase B), reintervención por hemopericardio con/sin taponamiento cardíaco postoperatorio (evidencia clase A), fallo cardíaco postcardiotomía (evidencia clase A), necesidad de balón de contrapulsación intraaórtico (evidencia clase B), insuficiencia cardíaca congestiva postoperatoria (evidencia clase B), derrame pleural (evidencia clase A), neumonía (evidencia clase A), insuficiencia renal aguda (evidencia clase B) y mediastinitis (evidencia clase A). Los tiempos quirúrgicos tanto de circulación extracorpórea como de pinzado aórtico se incrementan de manera significativa por la adición de procedimientos de ablación concomitante (evidencia clase A):

Circulación extracorpórea

Estudios randomizados: + 27 min

Estudios no randomizados: + 55 min

Pinzado aórtico

Estudios randomizados: + 15 min

Estudios no randomizados: + 41 min

sin embargo, esto no supuso un incremento significativo tanto de la estancia hospitalaria global como en UCI (evidencia clase A).

Específica

Son aquellas donde el propio procedimiento de ablación es responsable de su aparición. Su incidencia es baja, muchas veces comunicada en el contexto de series de casos, por lo que su frecuencia es difícil de ponderar realmente. Entre ellas se citan:

1) Implante de marcapasos:

Se considera una complicación excepto si se ha llevado a cabo ablación de NAV, donde su implante se considera inherente al esquema terapéutico. Los motivos de implante del dispositivo se centran fundamentalmente en dos razones:

a) Disfunción del nodo sinusal:

Esta puede tener lugar con motivo de su lesión directa o indirecta, o debido a que el patrón de compartimentación produce un aislamiento eléctrico del mismo. El último fenómeno es inhabitual con los patrones actuales. La disfunción del NS se pone de manifiesto siempre que el patrón de ablación haya sido eficaz y el ritmo fibrilatorio controlado. De otra forma, los mecanismos responsables de la FA funcionarían como "escape" conservando el ritmo de activación ventricular, de no existir otro marcapasos preponderante suficiente. La disfunción del NS constituye, por ello, un factor de riesgo en la recurrencia de la arritmia. Esta disfunción podría asimismo estar presente previamente a la intervención (enfermedad de Lev y Lenegre). Sin embargo, debido al ritmo de fibrilación auricular, no se habría puesto de manifiesto hasta una vez aplicado el patrón de ablación eficaz. La propia FA sostenida es causa y consecuencia de la disfunción del nodo.

La lesión directa del NS tiene lugar con diversas maniobras relacionadas con la

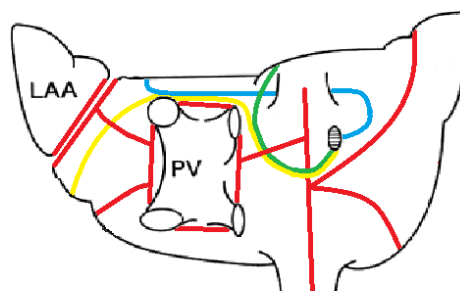
técnica quirúrgica que se identifican:

- Tracción o manipulación de cualquier tipo de la vena cava superior, incluida la canulación directa de la misma.
- Reducción auricular derecha, donde las incisiones para extirpación de tejido pasan en proximidad.
- Línea de ablación bicava: debe procurarse que se extienda sobre la porción más posterior de la topografía de la cresta terminal, particularmente en proximidad a la vena cava superior.

La lesión indirecta tiene lugar por contacto/conducción de la energía del catéter de forma incontrolada. Por ello, siempre es recomendable que la superficie activa sin contacto con el tejido de los dispositivos quede protegida por superficies aislantes y/o de apantallamiento así como velar para prevenir el contacto con otras estructuras fuera de la línea de ablación (energía no direccional). Otro tipo de lesión indirecta la constituye la lesión de las ramas de las arterias coronarias que lo irrigan al realizar el patrón auricular. La distribución anatómica de estas ramas está sujeta a alta variabilidad y, en muchos de los casos donde se lleva a cabo la ablación, se desconoce el patrón que describen. Ya en el capítulo de 1.2 *Anatomía aplicada* se expuso la frecuencia con la que la arteria del nodo sinusal depende de ambas coronarias principales.

Experiencias de Kosakai et al.¹⁴² (ver Esquema 39.) demuestran que pueden describirse hasta 3 trayectos de dicho vaso:

- Arteria "izquierda" del NS: partiría de la arteria coronaria izquierda proximal o de algún de sus ramas proximalmente, emergiendo bajo el cruce con la arteria pulmonar y avanzando por el techo biauricular hasta acceder al NS rodeando en el sentido de las agujas del reloj



Esquema 39. Trayectos de la arteria del nodo sinusal y relación con el patrón Maze III. En rojo: líneas de lesión del patrón Maze III. En azul: arteria "izquierda". LAA: apéndice auricular izquierdo. PV: venas pulmonares. Modificado de Kosakai.

la vena cava superior.

- Arteria “derecha” del NS: surge en el tramo proximal de la arteria coronaria derecha previo a introducirse en el surco interauricular y se dirige en sentido contrario al avance de la misma para rodear la vena cava superior por detrás, en el sentido contrario de las agujas del reloj, accediendo al nodo sinusal.

- Arteria “posterior” del NS: procede del surco AV izquierdo y cruza la pared posterior de la aurícula izquierda craneal a las venas pulmonares superiores así como la pared posterior de la aurícula derecha bajo en nivel de la vena cava superior, describiendo una curvatura en el sentido contrario a las agujas del reloj para acceder al NS.

Los trayectos “derecho” e “izquierdo” pueden quedar indemnes aun llevándose a cabo patrones completos. Son lesionados cuando se llevan a cabo lesiones amplias de techo biauricular, más propias de los Maze I y II. La arteria posterior es la más vulnerable, pudiendo sufrir intersección con múltiples líneas al describir un trayecto más prolongado por la pared posterior de ambas aurículas. Los trayectos que acceden siguiendo giros de contrarios a las agujas del reloj pueden sufrir intersección por la línea bicava.

b) Lesión del NAV:

Provocando bloqueo de conducción aurículo-ventricular (BAV) de alto grado o completo. Esta lesión suele tener lugar con motivo de extensión de líneas de forma accidental a la topografía del triángulo de Koch o de la propagación de energía poco controlada desde la fuente aplicadora en regiones adyacentes (energía no direccional). Las principales lesiones responsables son:

- Línea del istmo cavo-tricuspídeo
- Líneas de cierre del ángulo inferior derecho del *box*
- Posiblemente, el aislamiento de venas pulmonares derechas

El desarrollo del BAV puede asimismo tener lugar consecuencia de otros factores en relación a la concomitancia de la ablación con: cirugía valvular, particularmente cuando incluye la válvula tricúspide y/o múltiples válvulas son intervenidas; y reoperaciones. La aparición de BAV postoperatorio no es un

fenómeno infrecuente, comunicándose una incidencia 8.8% en nuestra experiencia y 2.2 - 9% en la literatura revisada. Finalmente, existen situaciones donde el BAV puede tener lugar por causas funcionales. Ello justificaría la alta tasa de recuperación precoz de la conducción (en <3 meses tras la intervención, un 91% presentaban función del marcapasos implantado a demanda, según nuestra experiencia). Diferentes factores pueden quedar involucrados en este bloqueo de conducción funcional:

- Situación inflamatoria con desequilibrios iónicos locales característica del postoperatorio precoz (<3 meses, periodo de "blanking"). Este fenómeno podría también considerarse participante en la disfunción postoperatoria precoz del NS pero, no obstante, de mostrar signos de fallo en su función, no suele mostrar una clara recuperación posteriormente.

- Isquemia por lesión de la arteria del NAV, ya que accede a través del istmo cavo-tricuspidé que es cruzado por una línea de ablación en los patrones biauriculares. Si la vascularización del nodo es altamente dependiente de ella, sin otras posibilidades de colateralidad, puede quedar comprometida por coagulación del vaso.

- La eficacia de la ablación de la arritmia, con la consiguiente recuperación del predominio sinusal, puede acarrear consigo un BAV funcional. Esto es debido a que, el mantenimiento de la situación fibrilatoria, conlleva una modificación de las propiedades del NAV con incremento de la refractariedad. Al ser mucho menor el número de *inputs* que recibe en RS que en FA, escasamente conduce impulsos al ventrículo. Asimismo, la realización de patrones completos de Maze III o IV complica la llegada del estímulo sinusal al NAV, por dispersión e incremento de la resistencia del sustrato conductor. La atenuación parcial puede hacer insuficiente la intensidad conducida para desencadenar una excitación supraumbral del NAV. No obstante, la conducción suele recuperarse cuando reaparece la situación fibrilatoria, con el consiguiente fallo del procedimiento de ablación.

2) Parálisis frénica:

Puede considerarse como una complicación común a otros procedimientos de cirugía cardíaca concomitante e incluso aparecer de forma funcional consecuencia de tracciones y manipulaciones del pericardio o de la situación inflamatoria local resultante tras la intervención^{4,36}. Desde el punto de vista de la ablación quirúrgica, nos referimos a ella en relación a aquellas situaciones donde por contacto accidental y/o conducción de energía no dirigida desde una fuente monopolar, tiene lugar la lesión del nervio. Las principales lesiones responsables son:

- Nervio frénico derecho: línea bicava
- Nervio frénico izquierdo: menos vulnerable, puede lesionarse en relación a la ablación de venas pulmonares izquierdas y *box-lesion*.

Ambos nervios pueden lesionarse en relación con abordajes mínimamente invasivos por minitoracotomía, debiéndose identificarse para dejar un margen de seguridad con la pericardiotomía.

En ocasiones, muchas de las parálisis detectadas en el postoperatorio inmediato se corresponden con neurapraxias que se recuperan en el seguimiento posterior. Asimismo su incidencia es inferior al 0.5%.

3) Accidente cerebrovascular:

Presenta una incidencia comunicada por la SECTCV del 0.54% de los procedimientos en 2008, no comunicándose incidencia de casos para 2009 y 2010¹²⁴⁻¹²⁶. Está en relación a la liberación de émbolos intracamerales aunque también constituye una complicación común a cualquier otro procedimiento de cirugía cardíaca. En la realización de esquemas sin abordaje intracameral izquierdo amplio, es mandatoria la realización de un ETE preoperatorio que confirme la libertad de trombos intracamerales, particularmente en orejuela izquierda⁴⁸. En lo que respecta al postoperatorio inmediato, tras la recuperación del efecto residual de la heparinización sistémica, debe instaurarse una pauta precoz de anticoagulación manteniendo el INR 2-3 o TTPa prolongado 1.5-2 veces una vez controlados los procesos hemorrágicos, a fin de prevenir la formación de nuevos coágulos a pesar de la consecución del ritmo sinusal, dada la frecuente deficiencia del transporte/plejia auricular. Un procedimiento proscrito consiste en el aislamiento eléctrico por lesión circunferencial del cuello de los apéndices auriculares (particularmente el izquierdo) sin su exclusión de la circulación o exéresis ya que se incrementa la plejia en estos favoreciéndose la condición

trombogénica.

4) Estenosis de venas pulmonares:

Fenómeno escasamente comunicado en ablación quirúrgica, atribuible en el seguimiento particularmente a la retracción cicatricial de las lesiones para aislamiento de las mismas. Constituye una complicación más propia de la ablación percutánea. La distorsión del drenaje venoso pulmonar puede condicionar la aparición de hipertensión arterial pulmonar postcapilar, global o del/de los lóbulo/s tributario/s de la/s vena/s afecta/s. Se desconoce si tiene una baja incidencia o realmente queda infradiagnosticado puesto que, a diferencia de la ablación con catéter, los pacientes sometidos a cirugía cardiaca con frecuencia ya presentan grados avanzados de hipertensión pulmonar en relación a su valvulopatía y no son habitualmente sometidos a estudios angiográficos intracamerales que lo detecten. Probablemente esta complicación tenga menor relevancia en la ablación quirúrgica al aplicarse preferentemente sobre el antro de desembocadura de las venas pulmonares (aurícula izquierda) que sobre los ostia propiamente dichos e incluso en el interior del vaso. De hecho, la controversia creada en los foros de intervencionismo ha llevado a un progresivo retroceso de la línea de ablación desde el ostium e interior de la vena pulmonar al propio tejido de pared posterior auricular.

5) Efecto proarrítmico:

Se analizará con posterioridad en el apartado de 1.4.8 *Recurrencia postablación*.

6) Infarto de miocardio perioperatorio:

Aunque puede tener lugar consecuencia del fallo de injerto/s coronario/s realizados de forma concomitante en el mismo procedimiento o por la lesión coronaria durante un procedimiento valvular (arteria circunfleja y cirugía valvular mitral); puede considerarse una complicación de la ablación quirúrgica cuando la estenosis/obstrucción del vaso tiene lugar por lesión coagulativa al haber sido cruzado por una línea de ablación. A este efecto, la lesión que con más frecuencia es responsable de este fenómeno es la del istmo mitral donde, como ya se señaló en apartados anteriores, es fundamental conocer el patrón de dominancia coronaria a fin de determinar su posición en el anillo de la valva posterior mitral. De lo contrario, puede comprometerse el territorio tributario de la arteria descendente posterior.

Otro tipo de lesiones de esta naturaleza están en relación a la ablación del istmo cavo-

tricuspídeo y la arteria coronaria derecha. Algunos grupos como el de Guillinov⁹¹ llegan a proponer, para conectar la lesión del istmo con el anillo tricuspídeo, diseccionar la arteria en su porción circunfleja en el surco AV derecho para pasar el dispositivo de ablación por debajo de ella. En el patrón convencional la lesión del istmo es paralela al surco con lo que, la lesión de la arteria suele estar en relación con aplicación/conducción no controlada de energía. De igual forma, este planteamiento de disección de la arteria coronaria puede aplicarse a la realización de la línea de ablación en el istmo mitral, diseccionando la arteria circunfleja desde un abordaje epicárdico.

Finalmente, otros territorios vulnerables podrían ser la arteria circunfleja proximal en relación al aislamiento de las venas pulmonares izquierdas así como, cuando se llevan a cabo manipulaciones de la orejuela izquierda. En el registro de la SECTCV, esta complicación tiene una incidencia menor del 0.7%, 0.47% para 2009. No se comunicó incidencia alguna para el registro de 2010¹²⁴⁻¹²⁶.

Tradicionalmente, se ha propuesto que la lesión de una línea de ablación que cruzase por encima de un vaso coronario, mantendría la integridad del mismo, no siendo así con las fuentes hipertérmicas. En la actualidad, se ha descrito lesión endotelial focal y desarrollo de estenosis coronaria, contraviniendo la creencia anterior.

7) Lesión de nervios vagos:

Particularmente del nervio vago izquierdo puesto que, en su torsión en torno al esófago, este se dispone anterior mientras que el derecho se hace posterior³⁵. Su afectación está en relación fundamentalmente con la ablación de la cara posterior de la aurícula izquierda mediante dispositivos monopolares, tanto de aplicación epi como endocárdica, que utilizan energía no direccional. La lesión vagal suele tener baja repercusión clínica y su incidencia es poco conocida. Constituye una forma menor del complejo de lesiones iatrógenas que afectarían a las estructuras retrocardiacas en relación a la ablación de las venas pulmonares, siendo su grado máximo la fístula atrio-esofágica.

8) Fístula atrio-esofágica (FAE):

Complicación más grave en relación a los procedimientos de ablación. Su incidencia es muy escasa, no comunicándose ningún caso en 2008-2010 en España¹²⁴⁻¹²⁶. En intervencionismo, se registra una incidencia de menos de 100 casos en todo el mundo. Su desarrollo está en relación con la utilización de fuentes de energía monopolares (particularmente RF). Como se explicará con posterioridad, la eficacia de las fuentes de

energía actuales queda comprometida por la dificultad en conseguir lesiones transmuralas, con lo que la posibilidad para lesionar estructuras retrocardiacas³⁴ desde la aplicación endocárdica es más difícil. La ablación percutánea, por el contrario; utiliza potencias superiores, introduce las lesiones en los vasos pulmonares y tiene mucho menor control anatómico. En la aplicación epicárdica, podría estar en relación con el contacto con superficies activas no protegidas del pericardio posterior del seno de Haller. Para ello, debe prevenirse esta lesión mediante buena visualización del contacto del dispositivo, cobertura mediante aislamiento en los diseños de los dispositivos y eventual de colocación de compresas que separen el pericardio parietal posterior de la aurícula. Otro tipo de medidas heredadas del intervencionismo percutáneo se recogen a continuación pero tienen escasa aplicación en el ámbito quirúrgico¹⁴³:

- Monitorización de temperatura intraesofágica: comunicado como ineficaz en la prevención de FAE.
- Desplazamiento del esófago del área de ablación: no eficaz.
- Refrigeración del área esofágica próxima a la ablación: eficaz, mediante dispositivos tipo balón de refrigeración. En el campo quirúrgico sería equivalente a la utilización de paños quirúrgicos húmedos de aislamiento interpuestos.
- Administración de fármacos inhibidores de la bomba de protones: muy eficaz y fácilmente aplicable tanto preoperatoria como postoperatoriamente. Se han sugerido mecanismos por los que la lesión esofágica pueda tener lugar por ulceración mucosa debido a su deficiente protección frente al reflujo gastroesofágico que tiene lugar en decúbito al sufrir un incremento de la temperatura. Esta úlcera puede ser penetrante y responsable de la formación de la fístula por la situación inflamatoria sostenida que genera adherencias entre ambas estructuras.

Resultados

Patrones completos Maze III y IV^{90,144,180} (ver Tabla 2.)

El procedimiento de Maze III tiene excelentes resultados en las series a corto y largo plazo por lo que se considera el *gold-standard*¹ de cualquiera de las técnicas de ablación de FA, incluyendo las quirúrgicas y las percutáneas. Tanto en series antiguas con técnica de corte-

sutura como en más recientes introduciendo diferentes fuentes de energía, los resultados se presentan con una media por encima del 90% de éxito con mantenimiento del ritmo sinusal en seguimientos a medio-largo plazo. Cox comunica resultados de 98% de mantenimiento del ritmo sinusal sin tratamiento antriarrítmico, 1% de éxito con Maze III + antiarrítmicos y 1% de fallo y afirma que: *los resultados son reproducibles en otros grupos que han adoptado la técnica, no así en aquellos que han optado modificarla violando el concepto básico del procedimiento Maze*⁹¹. No obstante, cabe señalar que muchas de estas series pertenecen a centros con programas de ablación quirúrgica de FA donde se agrega una mayor casuística de FA aisladas sin cardiopatía estructural, en gran medida de tipo focal y paroxístico. Los resultados en esta situación son más favorables respecto de aquellas realizadas de manera concomitante a cirugía cardíaca con FA de tipo crónico con cardiopatía estructural, donde el porcentaje de éxito se reduce levemente en torno a un 85%.

Autor	n	Ablación electiva (%)	Ablación concomitante (%)	Mortalidad precoz (%)	Conversión RS (%)	Implante marcapasos (%)
Cox	299	72%	28%	6%	95%	-
Cox	178	85%	15%	2%	97%	22%
Daly	99	21%	78%	0%	87%	-
Schaff	173	44%	66%	1.2%	80%	-
McCarthy	83	72%	72%	1%	90.4%	-
Sie	122	0%	100%	4.1%	77%	-
Sandoval	93	0%	100%	5.3%	91.4%	-
Sandoval	21	0%	100%	0%	90 a 100%	-
Australian MCS	132	0%	100%	6.8%	86%	-
Kosakai	101	0%	100%	2%	90%	-
Gregori	20	0%	100%	0%	95%	-
Jatene	20	0%	100%	5%	85%	-
Melo	12	0%	100%	5%	75%	-
Kawaguchi	51	0%	100%	0%	88%	-
Kalil	61	3%	97%	4.9%	76.5%	4%

Tabla 2. Resultados de diferentes series publicadas en la literatura en términos de recuperación de ritmo sinusal y mortalidad, con técnica de corte-sutura. RS: ritmo sinusal, MCS: estudio multicéntrico.

Es asimismo destacable que la técnica de corte-sutura ha proporcionado resultados mejores que la introducción de las fuentes de energía a la vista de la comparativa de series donde fueron llevados a cabo patrones completos. Estas segundas muestran entre un 10-20% de tasa de recurrencia superior, en probable relación con un insuficiente desarrollo tecnológico que compromete la compartimentación auricular al no alcanzarse la transmuralidad completa.

Los resultados tempranos de los pacientes sometidos al patrón Maze IV han sido asimismo favorables. En las series recientes, que incluyen seguimientos en estudios uni y multicéntricos, el 91-96% de los casos se mostró libre de FA. La seguridad del procedimiento quedó avalada

por <1% de mortalidad, en la línea de la reducción de complicaciones propia de la introducción de fuentes de energía frente al corte-sutura, donde Cox comunica un 2% que se incrementa en otros autores hasta un 6%. La tasa de complicaciones por sangrado varía ampliamente entre series (5-30%) pero era ampliamente mayor que con la aplicación de fuentes de energía, particularmente con el desarrollo de abordajes mínimamente invasivos con esquemas completamente epicárdicos. El Maze IV ha demostrado un significativo acortamiento de los tiempos quirúrgicos respecto al Maze III de corte-sutura tanto de pinzado aórtico en ablación electiva (de 93 ± 34 minutos a 54 ± 27 minutos) y concomitante (de 123 ± 36 minutos a 99 ± 30 minutos).

Uno de los principales valores de la técnica Maze completa (III) se establece en el beneficio clínico de la reducción del riesgo de accidente cerebrovascular (ACV). En la experiencia de Cox^{90,91} de más de 300 pacientes, presentaron 2 episodios de ictus postablación (0.7%) y un solo episodio de accidente cerebrovascular menor en el seguimiento a largo plazo (11.5 años máximo, media 3.9 ± 2.7 años). La tasa anual de ictus tras Maze III fue de 0.1% anual, a pesar de que en la amplia mayoría de los casos se interrumpió el tratamiento de anticoagulación oral. En series de Japón¹⁴² que examinaron el efecto de la sustitución valvular mitral respecto de la incidencia de ACV, la adición del procedimiento Maze redujo muy significativamente la incidencia de ictus tardío, incluso en aquellos pacientes que recibieron prótesis mecánicas (99% libre de ACV en seguimiento a 8 años, mientras que el grupo de cirugía valvular aislada presentó una tasa de 89%).

En la repercusión sobre la supervivencia global, cabe reseñar la serie comunicada por Bando¹⁴⁴ de 363 pacientes con insuficiencia mitral y FA preoperatoria: en el seguimiento a largo plazo la adición del procedimiento Maze mejoró la libertad de muerte por causa cardiovascular del 82 al 97%, con una libertad de ictus del 98 frente al 83%. La conservación del complejo cordopapilar subvalvular unido al control del ritmo (y por consiguiente de la frecuencia) frenaron la taquicardiomiopatía con reducción del diámetro telediastólico ventricular.

Patrones incompletos de aurícula izquierda¹⁴⁴

El éxito de los procedimientos de ablación parcial presenta tasas de éxito muy variables, desde el 58 al 95% con diferentes periodos de seguimiento. El patrón más habitualmente practicado constituye el aislamiento de venas pulmonares, añadiendo la lesión del istmo cavo-tricuspídeo para prevenir la complicación de flutter auricular (mini-Maze). Estos procedimientos tienen asimismo resultados variados según series. En estudios de pacientes sometidos a ablación

concomitante, particularmente sobre válvula mitral, las tasas de éxito pueden considerarse pobres. Para seguimientos de 57 ± 37 meses, Damiano comunica sólo un 50% de libertad de FA en situación de cardiopatía estructural. En series como la de Gaita¹³⁴, realizó un estudio con 105 pacientes con cirugía valvular y ablación de FA que asignó a tres grupos: en dos de ellos se llevó a cabo ablación auricular izquierda mediante dos patrones diferentes; en el tercero, la ablación se llevó a cabo por aislamiento de venas pulmonares exclusivamente. Sólo el 29% de los pacientes del tercer grupo permanecieron libres de FA en el seguimiento a largo plazo. Este resultado contrastó con el 76% de los pacientes con patrones más extensos, pero limitados respecto de los referidos con anterioridad. Otros ejemplos en la misma línea son los de Isobe con 101 pacientes con aislamiento de venas pulmonares y cirugía valvular mitral con un 54% de éxito a largo plazo, 24% sin antiarrítmicos; y Tada con 66 pacientes de las características de los anteriores con éxito de 61% y libertad de tratamiento antiarrítmico en el 17%. Ambos estudios utilizaron crioablación endocavitaria.

Ablación mínimamente invasiva¹⁴⁴

Los estudios incluyen procedimientos a corazón latiendo con patrón incompleto mediante aislamiento de venas pulmonares y mini-Maze. La indicación es en la mayoría de casos ablación electiva de FA sin cardiopatía estructural. Los resultados han sido prometedores aunque las series son aún cortas sin seguimientos a largo plazo como para obtener conclusiones sólidas. Wolf comunica 27 pacientes sometidos a ablación toracoscópica de venas pulmonares bilateral con exclusión del apéndice auricular izquierdo utilizando radiofrecuencia bipolar; 91% de los pacientes quedaron libres de FA sin antiarrítmicos, aunque con un seguimiento de sólo 6 meses. Salenger publica 14 pacientes sometidos al mismo procedimiento anterior pero con microondas. Nótese la diferencia de resultados en probable relación con la fuente utilizada, alcanzando tan solo un 67% de éxito a 12 meses.

Compárense las diferencias de estos resultados con los anteriores donde, además de la diferencia del abordaje, se comparte el patrón de ablación. Las características diferentes del sustrato patológico sobre el cual tiene esta lugar (cardiopatía estructural o no estructural) tiene importante repercusión en el éxito clínico que, esperemos, pronto sirva para establecer indicaciones sobre el patrón más adecuado según las características clínicas de la arritmia, aún hoy sin consenso. Más allá, las características electrofisiológicas de la arritmia podrían orientar el mecanismo fisiopatológico que la motiva y por ello la susceptibilidad de ser eliminada por patrones de ablación más o menos completos.

Fuentes de energía¹⁴⁴ (ver Tabla 3.)

Para que la ablación quirúrgica basada en la aplicación de fuentes de energía sea una técnica fiable, deben cumplirse una serie de criterios amén de las ventajas que ofrecen anteriormente

Autor	n	FA crónica (%)	Cirugía mitral concomitante (%)	Fuente energía	Conversión RS (%)	Seguimiento (meses)
Sie	200	100%	-	RF mono	73.4%	-
Hornero	93	100%	85%	RF mono	83.8%	10
Guillinov	513	70%	69%	RF bipo	72%	12
Benussi	90	82%	84%	RF bipo	89%	12
Knaut	202	100%	63.5%	Micro	62.2%	12
Mack	63	62%	82%	Crio	88.5%	12
Ninet	103	79%	67%	US	85%	6

Tabla 3. Resultados de diferentes series publicadas en la literatura en términos de recuperación de ritmo sinusal tras ablación con fuentes de energía. FA: fibrilación auricular, RS: ritmo sinusal.

expresadas. Sus resultados deben siempre ser comparados con el *gold-standard* del Cox-Maze III, entendido como tal con técnica de corte-sutura, a pesar de que reproduzcan exactamente este patrón lesional:

1. Transmuralidad: la lesión debe producir un bloqueo de conducción continuo a lo largo de su longitud, permanente en el tiempo. Por medio de este hecho, los patrones consiguen aislar eléctricamente los focos ectópicos e interrumpir las macrorrentadas. El grado máximo de eficacia reside en aquellas fuentes que fuesen capaces de conseguir transmuralidad con aplicación epicárdica a corazón latiendo en normotermia.
2. Seguridad: factor fundamental en la aplicación de cualquier tipo de tecnología en la práctica clínica. Exige una adecuada definición de las curvas de dosis-respuesta para limitar la ablación excesiva o inadecuada. El cirujano debe conocer, asimismo, el efecto específico de dicha tecnología y utilizarla según el protocolo establecido por el constructor, en el cual se deposita la confianza de la eficacia de su producto. Sobrepasar estas fronteras compromete la seguridad del procedimiento y da a entender un déficit en el desarrollo de los dispositivos. Debe conocerse la repercusión de la aplicación yatrógena de la energía sobre estructuras como las arterias, el seno coronario y las estructuras valvulares, entre otras, así como sobre estructuras extracardíacas a fin de prevenir complicaciones, identificarlas y darles solución de producirse.

3. Mejoría: la incorporación de la tecnología debe, como así se ha demostrado, incorporar beneficios sobre la técnica convencional en términos de rapidez, simplicidad, reproductividad, ergometría. El dispositivo con diseño ideal tendría una adecuada adaptación para los abordajes mínimamente invasivos, lo cual permitiría su utilización en cualquier situación.

a) Crioblación:

Utilizando dispositivos basados en argón, se ha comunicado un 62% de éxito de aislamiento en venas pulmonares ovinas con 2 minutos de aplicación a -160° C. 5/6 lesiones en apéndice auricular derecho fueron transmurales mientras que solo un 25% de las aplicadas en el apéndice izquierdo lo fueron. No obstante sigue siendo una de las más utilizadas por presentar el dispositivo más ergonómico y versátil, según el Registro nacional del Grupo de Trabajo en Cirugía de las Arritmias y Estimulación Cardíaca de la SECTCV (46.9% de los procedimientos durante 2008, 34.3% en 2009 y 33.3% en 2010)¹²⁴⁻¹²⁶.

En dicha comunicación se informa de unos resultados de recuperación de ritmo sinusal para 2008 en un 67% de los casos una vez finalizado el procedimiento y de un 65% al alta. Estos se produjeron en una serie de pacientes donde la FA persistente-permanente constituyó el 76% de los casos, con un 97.8% de cirugía concomitante (26% mitral, 15% mitrotrícuspide, 15% mitroaórtica) mediante la realización de patrones Maze IV en un 48%, Maze III en un 40% y mini-Maze 8%; con aplicación 48% endocárdica, 36% endo-epicárdica y sólo en un 15% epicárdica. De forma análoga, la serie de 2009 registró una tasa de éxito de 57.8% al término del procedimiento y 67.3% al alta. Las características de los pacientes correspondieron en un 68.6% a FA persistente-permanente, con un 95.8% de cirugía concomitante (36.6% mitral, 9.4% mitrotrícuspide, 13.1% mitroaórtica) mediante la realización predominantemente de patrón Maze III (32.4%) con aplicación predominantemente endocárdica (47.9%). En 2010, la tasa de éxito fue del 72.6% una vez finalizado el procedimiento, cayendo a 71.9% al alta. Entre los pacientes incluidos, destacó un 64.9% de FA persistente-permanente, con un 97.5% de cirugía concomitante (35.6% mitral, 9.3% mitrotrícuspide, 19.4% mitroaórtica) mediante la realización predominantemente de patrón Maze IV (45.3%) por aplicación endo-epicárdica (49.5%).

b) Radiofrecuencia:

La dosis-respuesta de la radiofrecuencia monopolar ha sido bien descrita. Ha mostrado eficacia en la consecución de lesiones transmurales con aplicaciones de 60-120 segundos en corazones animales parados. En humanos, sin embargo, sólo el 20% de las lesiones in vivo fueron transmurales desde aplicación endocárdica, probablemente limitadas por el riesgo de lesión de estructuras retrocardíacas. La aplicación epicárdica no ha mostrado mejores resultados, siendo casi incapaz de alcanzar la transmuralidad a corazón latiendo. Sólo en un 7% de los casos la lesión fue suficiente a pesar de alcanzar temperaturas en el electrodo de 90° C.

La radiofrecuencia bipolar mejora ampliamente los resultados, requiriendo tiempos de aplicación mucho más cortos (5-10 segundos), con un perfil de seguridad superior y alcanzando transmuralidad en corazón latiendo de animales y humanos. Estas propiedades la convierten en la fuente de energía con mayor confiabilidad en la actualidad, llevándola a ser una de las más utilizadas (la tercera en nuestro medio: 24.4% de los procedimientos con bipolar y 10.4% con monopolar en 2008; 34.5% y 4.3%, respectivamente, en 2009; 36.9% y 4.8%, respectivamente, en 2010)¹²⁴⁻¹²⁶.

En nuestro medio, para los resultados obtenidos en la práctica clínica de 2008, fue la fuente de energía que con mayor frecuencia se aplicó a cirugía de la FA aislada (19% de los casos), siendo el resto concomitante con cirugía fundamentalmente valvular (27% mitral y 26% aórtica). Los patrones de lesión realizados incluyeron la ablación selectiva de venas pulmonares (39%), Maze IV (33%), Maze III (15%), Maze derecho (19%) y *box-lesion* (9%). La aplicación de la energía fue en un 61% de los casos endo-epicárdica y en un 35% epicárdica exclusivamente. Las tasas de éxito terapéutico alcanzadas fueron las más altas, con un 78% postoperatorio inmediato y un 69% al alta hospitalaria. En el registro de 2009, la cirugía de FA aislada correspondió a un 8.8% de los pacientes, asociándose a la valvulopatía mitral en el 32.5% de los procedimientos con cirugía concomitante. La aplicación de la energía fue en un 67.5% de los casos endo-epicárdica. Las tasas de éxito fueron del 65.6% al alta. En 2010, se redujo el porcentaje de pacientes tratados con FA aislada (5.7%). La aplicación de la energía fue en un 44% endo-epicárdica y 40% epicárdica, con patrón lesional predominante de aislamiento de venas pulmonares (45.5%). La tasa de éxito al alta hospitalaria alcanzó el 74.3%.

c) Microondas:

Fuente en progresivo desuso hasta haber quedado retirado del mercado su dispositivo en la actualidad; con ventajas, sin embargo, teóricas sobre la radiofrecuencia. Sus curvas de dosis respuesta en corazón plégico fueron establecidas en laboratorio para el principal dispositivo comercializado. Se demostró la consecución de transmuralidad con 90 segundos de aplicación endocárdica. A pesar de este resultado, su abandono ha sido motivado porque ha demostrado muy pobres resultados en su aplicación en la clínica, particularmente con corazón latiendo. No se dispone de datos de nuestro medio ya que se ha producido una notable reducción de su uso de un 11% de los procedimientos en España en 2007 al 2,5% del registro de 2008, estando en la actualidad fuera del mercado¹²⁴.

d) LASER:

Asimismo retirada del mercado, sin aplicación clínica en España en la actualidad por lo que tampoco se hace referencia en los registros del Grupo de Trabajo de la SECTCV tanto de 2007 como de 2008¹²⁴.

e) HIFU:

Alternativa de fuente de energía, muy atractiva, prometedora pero con probable insuficiente desarrollo tecnológico de los dispositivos que no le permiten obtener buenos resultados en la práctica. Su utilización representó un 15.8% de los procedimientos de nuestro medio en 2008, 25.9% en 2009 y 24.5% en 2010¹²⁴⁻¹²⁶.

Desde el punto de vista de su aplicación clínica, el registro obtenido en nuestro medio informa que, por las características de diseño de su sonda, el patrón realizado fue mayoritariamente el *box-lesion*, en un 96% de los casos para cirugía concomitante (mitral sólo en un 15% de los casos, valvular aórtica en el 40%) por esternotomía media y aplicación epicárdica. De los casos analizados, el 70% presentaban FA permanente lo cual explica que la recuperación del ritmo sinusal se produjese sólo en un 45% tras la finalización del procedimiento y en un 50% al alta. Sin embargo, existen series como la de Ninet con 103 pacientes sometidos a aislamiento de venas pulmonares a corazón latiendo donde, en el seguimiento a 6 meses la libertad de FA se situó en el 85%. En 2009, el patrón predominante fue igualmente el *box-lesion* (70.4%), aplicándolo en un 99.1% de los procedimientos para cirugía concomitante. Por el diseño del dispositivo, no fue aplicado a la

ablación por abordajes mínimamente invasivos y su utilización fue exclusivamente epicárdica. La tasa de éxito fue de un 63.3% al alta, destacando una mortalidad precoz del 7.4%. En 2010, siguió patrones análogos a los del año anterior, mostrando una tasa de éxito del 63.4% al alta y una mortalidad precoz de 9.8%. En los dos últimos años presentó la tasa de reoperaciones por hemorragia (2.7% y 4.2%, respectivamente).

Clínicos

La recuperación del ritmo sinusal no constituye el fin último de las técnicas de ablación de FA sino, tan solo, un medio a través del cual conseguir el beneficio clínico que se pierde con el mantenimiento de la arritmia con frecuencia controlada: mejorar la función ventricular en términos de clase funcional y tolerancia al ejercicio, control de la sintomatología derivada del ritmo cardiaco irregular así como prevención de eventos cardio y cerebrovasculares. Para ello, múltiples estudios han sido publicados analizando los resultados de la ablación en el seguimiento desde los diferentes aspectos anteriormente expuestos. Desgraciadamente, en muchos de los casos, la comunicación se hace a partir de series de pacientes, algunas de gran valor con notable volumen de intervenciones, pero que no permiten ofrecer alta calidad de evidencia científica (clase B). Los estudios prospectivos son escasos, aún más si se requiere randomización (clase A)¹¹⁰⁻¹¹⁴. La obtención de conclusiones sólidas se ve asimismo dificultada por la heterogeneidad de posibilidades técnicas de que consta la ablación quirúrgica, que dada su juventud, aún presenta bajo grado de estandarización en la realización de los procedimientos. Además, el riesgo de sesgo de comunicación es patente.

a) Mantenimiento del ritmo sinusal en el seguimiento:

Según el metaanálisis realizado por el panel de expertos del ISMICS¹¹⁰, tras analizar múltiples series y estudios (aleatorizados y no aleatorizados), se halló una recuperación del ritmo sinusal al alta del postoperatorio inmediato significativamente mayor en los pacientes que se sometieron a ablación quirúrgica concomitante (59%) frente a los que recibieron cirugía cardiaca aislada (14%) (evidencia clase A). Este beneficio se mantuvo e incluso incrementó en el seguimiento a 12 meses (70% vs. 23%) (evidencia clase A) y más allá del año llegando a mantenerse al menos durante 5 años tras la intervención (63% vs. 20%) (evidencia clase B).

b) Requerimientos de tratamiento antiarrítmico:

La indicación de tratamiento antiarrítmico crónico (particularmente con amiodarona o

beta-bloqueantes, únicos admitidos en caso de cardiopatía estructural), es una práctica habitual en el postoperatorio de pacientes sometidos a ablación quirúrgica. Algunos de los fármacos antiarrítmicos conllevan efectos adversos y, como mínimo, incrementan la polifarmacia con la que estos enfermos son medicados, con el consiguiente riesgo de interacciones farmacológicas. Las series clásicas^{90,144} mostraron excelentes resultados con ablación mediante técnica de corte-sutura y patrones completos (Cox-Maze III) sin tratamiento antiarrítmico postoperatorio. Probablemente, el uso de estos fármacos en la práctica clínica tenga un papel adyuvante en cubrir los defectos de la técnica derivada de la utilización de tecnología basada en fuentes de energía.

La literatura comunicada no ha sido diseñada con el propósito de contestar esta pregunta. No obstante puede concluirse a través de objetivos secundarios, indirectamente, que el hecho de someter a los pacientes a ablación quirúrgica no reduce el uso de fármacos antiarrítmicos durante el primer año postablación (36% vs. 45%, no significativo)¹¹⁰.

c) Mortalidad y eventos cardíaco y cerebrovasculares mayores:

En pacientes con FA sometidos a cirugía cardíaca, la ablación quirúrgica no incrementa el riesgo perioperatorio de: mortalidad (evidencia clase A), ictus (evidencia clase A), infarto de miocardio (evidencia clase A) ni insuficiencia cardíaca congestiva postoperatoria (evidencia clase B)¹¹⁰.

En estos mismos pacientes, la ablación quirúrgica no reduce la mortalidad durante el primer año (evidencia clase A). Existe una potencial reducción de la mortalidad más allá del año de seguimiento (evidencia clase B). Tampoco existen diferencias en metaanálisis en lo que respecta a la incidencia de ictus (evidencia clase A), infarto de miocardio (evidencia clase A) e insuficiencia cardíaca congestiva (evidencia clase B). Los dos primeros factores puede que se expliquen por la persistencia del tratamiento anticoagulante oral en la mayoría de los casos de las series comunicadas, el tercero tiene lugar a pesar de demostrarse un incremento de un 4.1% en la fracción de eyección respecto del grupo control (evidencia clase A). Los resultados poco consistentes de los metaanálisis se derivan de la heterogeneidad de los estudios analizados. Asimismo, habida cuenta de que los pacientes analizados pertenecen en su mayoría a ablación concomitante, los eventos cardiovasculares analizados también son dependientes de otros aspectos de la cardiopatía de base y no exclusivamente de la FA.

d) Calidad de vida, clase funcional y tolerancia al ejercicio:

Se ha demostrado una mejoría de la tolerancia al ejercicio 1 año tras la ablación (evidencia clase A)¹¹⁰, pero no así sobre los indicadores de calidad de vida a 3 y 12 meses tras el tratamiento. Este segundo hecho viene dado probablemente por el hecho de que muchas de las arritmias sometidas a ablación son de tipo crónico con buena tolerancia clínica. La tolerancia al ejercicio se muestra, sin embargo, perjudicada en otros estudios comparativos de patrones completos frente a aislamiento de venas pulmonares, en relación a una progresión de la conducción auricular del estímulo sinusal enlentecida.

e) Eficiencia^{110,144}:

Entendida desde el punto de vista de coste-eficacia; la evidencia disponible es escasa como para emitir conclusiones sólidas. Es necesaria mayor investigación sobre este aspecto aunque, algunas fuentes apuntan que el gasto económico que supone la FA de forma directa e indirecta es muy elevado así como los recursos destinados a su control y tratamiento se ha multiplicado en los últimos años. Existen fuentes que consideran la ablación como coste-eficaz al prevenir futuros eventos adversos que motivarían nuevos ingresos hospitalarios, tratamientos y años de vida perdidos o ajustados por discapacidad.

Recurrencia postablación**Seguimiento del ritmo**

La reaparición de la FA tras un procedimiento de ablación es el fenómeno que marca el fallo de la técnica quirúrgica. Su incidencia es complementaria al éxito terapéutico expresado en el anterior apartado de resultados. El registro en el seguimiento ambulatorio debería establecerse de manera ideal mediante registros continuos. Aunque esta posibilidad es posible por medio de dispositivos como electrocardiograma-Holter de superficie o implantable (Reveal XT®, Medtronic®, Minneapolis, MN, USA) (ver Figura 24.), las indicaciones son restrictivas ya que constituye un recurso limitado cuya aplicación sistemática, de dudosa eficiencia, no sería posible en nuestro medio. Aunque ofrecen una información valiosa, el registro de la actividad eléctrica sigue quedando limitado a un periodo de tiempo donde, la actividad detectada, no puede



Figura 24. ECG-Holter implantable Medtronic® Reveal XT®.

asegurarse que se corresponda con la presentada en los periodos de tiempo sin registro. En la mayoría de estudios, el análisis de resultados procede mayoritariamente de fuentes de registros puntuales con diferente grado de periodicidad, generalmente creciente a partir del año de la intervención¹⁴⁵. Los periodos entre registros son asimilados al ritmo obtenido en la última determinación. El análisis de los estudios que utilizan registros continuos da a entender que los registros puntuales, aunque altamente favorables desde el punto de vista económico, incurrir en mayor tasa de error¹⁴⁶.

El patrón de ritmo cardiaco de un paciente sometido a ablación quirúrgica, considerándose los casos exitosos, demuestra que aun bajo el predominio del ritmo sinusal, pueden considerarse casi normales dada su frecuencia, la presencia de episodios breves de arritmia, autolimitados, sin que estén claramente definidos los criterios que establecen la recurrencia. El patrón de presentación de estos episodios es muy variable en tiempo entre pacientes, técnicas y tipos de FA. Probablemente, este factor sea el que más limite la retirada de la anticoagulación oral ya que la protección de la técnica frente al cardioembolismo puede no ser completa. Asimismo, debido a la falta de evidencia sólida por lo poco frecuente de la aplicación de registros continuos, no existe consenso para la decisión de retirada de la anticoagulación, adoptándose actitudes individualizadas en cada caso particular. Hoy se acepta la interrupción en los casos con ritmo sinusal sostenido tras 6 meses postablación, demostrado mediante electrocardiograma-Holter 1 semana, en paciente al que se ha sometido a ablación por patrón completo y exclusión de apéndice auricular izquierdo, con demostración de función de transporte auricular y sin otra causa que indique la necesidad de mantenimiento del tratamiento anticoagulante¹¹⁵.

Grupos de trabajo como el de la guía clínica de la HRS/EHRS/ECAS^{1,112} proponen un protocolo de seguimiento para cualquier paciente sometido a ablación, esté enrolado o no en un ensayo clínico, de registro intermitente mediante electrocardiograma como mínimo en los 3 meses siguientes al procedimiento y cada 6 meses durante al menos los siguientes dos años. La modificación de la frecuencia de seguimiento se efectuará según protocolos de diferentes grupos, adaptados a la práctica cotidiana, aunque con ligeras variaciones. El registro debe obtenerse en todas estas situaciones en los que se cite al paciente para seguimiento ambulatorio y, además, en cualquier otro momento en el que presente queja subjetiva de palpitaciones. Sin embargo, diversos estudios han demostrado que la incidencia de palpitaciones es consecuencia en la mayoría de casos de extrasistolia y no son buenos predictores de la recurrencia de la FA. La presencia de episodios de FA postablación suele

producirse de forma asintomática. El registro frecuente de electrocardiograma de superficie (utilizando sistemas simplificados como monitores de eventos) y la educación de los pacientes en la toma de su propio pulso para detectar irregularidad pueden servir como herramientas iniciales en el cribado de ritmo y la detección de episodios asintomáticos de FA. El electrocardiograma-Holter de uno a siete días es el método más eficiente para detectar para identificar recurrencias asintomáticas de FA. Previo al alta hospitalaria, se recomienda que los pacientes reciban detalladas instrucciones para el seguimiento y que dispongan de una línea de contacto rápida que les permita la consulta y evaluación de la sintomatología presentada a raíz de los eventos aparecidos postablación.

Niveles de seguimiento

A pesar de algunas diferencias de criterio, la mayoría de las sociedades científicas y trabajos revisados reconocen similares puntos de corte en el seguimiento postablación, con potenciales implicaciones con el mecanismo electrofisiológico responsable de la recurrencia. Los más aceptados dividen el periodo postablación en:

- **Precoz, temprano o periodo de “blinking”**: aquel que tiene lugar en los primeros tres meses tras la intervención. Se considera un periodo prudencial a partir del cual se pueden considerar los registros para determinar éxito o fracaso del procedimiento.
- **Tardío**: a partir de los tres meses postablación.
- **Muy tardío**: subdivisión del periodo tardío propuesta por algunos grupos de trabajo que incluye a la fase de seguimiento por encima del año tras la cirugía.

Mecanismos electrofisiológicos de la recurrencia

Los mecanismos que sigue la FA para reaparecer tras la ablación son habitualmente mal conocidos en la práctica clínica por lo escaso de los estudios electrofisiológicos a los que se someten los pacientes remitidos para intervención quirúrgica en nuestro medio, tanto antes como después de la misma. Escasa es la evidencia al respecto y, salvo algunos trabajos y múltiples modelos teóricos, el conocimiento actual es poco sólido.

- 1) **Recurrencias precoces, tempranas o del periodo de “blinking”**: La forma de FA paroxística es la presentación más frecuente de las recurrencias dentro de la fase temprana. Tiene mayor incidencia en pacientes con cardiopatía estructural y/o con anomalías auriculares eléctricas. La fisiopatología más aceptada correspondería con alguno de los siguientes mecanismos:

- Efecto estimulador transitorio secundario a la respuesta inflamatoria por injuria térmica y/o pericarditis
- Disbalance vegetativo transitorio: que junto a las anteriores, son situaciones transitorias postoperatorias muy frecuentes, comunes a cualquier procedimiento de cirugía cardíaca por lo que permitirían también explicar el desarrollo de FA de novo en el postoperatorio. En el segundo caso, el disbalance vegetativo también puede venir motivado por la lesión de ganglios vegetativos dentro del patrón de ablación.
- Defecto técnico: causa más frecuente donde quedan implicados múltiples factores que a continuación se desarrollan: defecto de indicación de procedimiento, defecto en la realización del patrón indicado y defecto en la consecución de transmuralidad en las lesiones.
- Crecimiento y “maduración” de las lesiones de ablación: ya que, como se expresó con anterioridad, establecida la necrosis coagulativa del tejido sometido a ablación, este debe ser sustituido durante un proceso cicatrizal por colágeno previa destrucción leucocitaria del miocardio necrosado, lo cual tiene lugar en esta fase temprana. Los fenómenos catabólicos focalmente desarrollados sobre el miocardio lesionado condicionan un estado inflamatorio que puede ser sustrato de fenómenos arritmógenos. Asimismo, esta situación catabólica-inflamatoria puede completar las lesiones en aquellos gaps puntuales formados por pequeños grupos de fibras que hayan sobrevivido a la aplicación de energía, dejando la lesión finalmente como continua.

La aparición de FA temprana tiene alta tasa de reversión espontánea y buena respuesta a la cardioversión. No se considera un predictor de recurrencia tardía. La recomendación en el postoperatorio inmediato es su cardioversión inmediata por vía farmacológica (si provoca compromiso hemodinámico, eléctrica) por protocolo para evitar la perpetuación de los mecanismos de mantenimiento subyacentes.

2) Recurrencias tardías¹⁴⁷

Desarrolladas a partir de los tres meses de la ablación, con el patrón quirúrgico ya consolidado, son predictoras de fallo de la técnica. Pueden ser continuación de la recurrencia ya presentada en fase precoz o pueden aparecer de novo en esta fase de seguimiento, durante el primer año o con posterioridad. Aunque sean continuación de la recurrencia precoz, no necesariamente su perpetuación se debe al mismo

mecanismo electrofisiológico. A pesar de que en la ablación con catéter se hace referencia a fenómenos de reconexión del aislamiento de venas pulmonares con el resto de miocardio auricular, existe escasa evidencia al respecto en ablación quirúrgica. En la mayoría de casos, estas arritmias están motivadas por el desarrollo de mecanismos análogos a los preoperatorios

- Reentrada
- Focos ectópicos

a pesar de la compartimentación auricular, que se demuestra insuficiente y/o inadecuada. Puede contribuir la discontinuación del tratamiento antiarrítmico, que pudiera ser suficiente para mantener compensada la situación clínica por modificación de las propiedades eléctricas del miocardio auricular. La modificación de los periodos refractarios y la velocidad de conducción que permiten la reaparición de la FA demuestran que los procedimientos de ablación no dejan de ser más que técnicas paliativas sobre un sustrato remodelado que permanece, por lo que su éxito debe considerarse si el retraso de la historia natural de la enfermedad tiene lugar hasta la esperanza de vida del paciente. De esta forma, el fenómeno patológico puede seguir su progresión, con el incremento de la anisotropía histológica y eléctrica así como el aumento de la masa crítica, que llevan a hacer insuficiente la compartimentación inicialmente alcanzada. Este hecho explica menores tasas de recurrencia en el seguimiento a largo plazo de los patrones de Maze completo frente a los parciales. Asimismo, sobre esta situación crónica, es posible la adición de circunstancias agudas que provoquen recurrencias (sobrecarga de volumen en la insuficiencia cardíaca, isquemia, deterioro de la función ventricular, progresión de la valvulopatía, fenómenos sistémicos como infecciones o fiebre, cambios en el sistema vegetativo...) por la misma modificación de las propiedades eléctricas auriculares.

Causas de recurrencia

En la práctica totalidad del porcentaje de casos de nuestro medio en los cuales el procedimiento de ablación no tiene éxito y se produce reaparición de la arritmia, no se determina el mecanismo responsable. Múltiples son las causas involucradas en las recurrencias y, probablemente, en la mayoría de pacientes tengan un origen multifactorial donde, la adecuada indicación y realización de la técnica quirúrgica posiblemente tengan un papel principal, aunque no sean los únicos mecanismos involucrados. Asimismo, en la propia práctica

quirúrgica, existen diferentes elementos de naturalezas diversas, cambiantes según pacientes, que pueden contribuir a la consecución o no del patrón correcto.

a) Anatómicas

Las causas anatómicas están relacionadas tanto con la variabilidad individual de la morfología y estructura de la caja torácica como del corazón, que condicionan la realización de la técnica quirúrgica. Estas influyen sobre el tipo de abordaje, la exposición de estructuras y la accesibilidad a las mismas pero también determinan el sustrato de ablación, la pared auricular y sus accidentes, que pueden dificultar el adecuado contacto del dispositivo, la profundidad de la lesión, la orientación de la misma; todo en aras de conseguir un patrón correcto y transmural.

Como ya se hizo referencia en el capítulo de 1.2 *Anatomía quirúrgica aplicada*, se exponen a continuación aquellos elementos descritos que pueden suponer un factor limitante en la consecución de las líneas de ablación por medio de dispositivos liberadores de energía.

- Aurícula derecha

- Cresta terminal⁴: supone un engrosamiento intracamerar abrupto del espesor parietal auricular respecto del existente en las caras antero-lateral rugosa y posterior del vestíbulo venoso. Estos cambios abruptos de espesor hacen que su intersección con la superficie activa del dispositivo haga necesario un volumen de energía y/o tiempo de aplicación adicional mientras que estos llevan a cabo aplicaciones homogéneas en toda la línea. No supone en tanto un compromiso de contacto tejido-catéter puesto que esta línea suele realizarse con mayor frecuencia por vía epicárdica o epi-endocárdica.

- Seno de Keith⁴: concavidad inconstante en el interior del istmo cavotricuspidé que dificulta el contacto catéter-tejido en la ablación endocárdica.

- Aurícula izquierda

- Cresta lateral izquierda⁴: además del efecto que tiene este engrosamiento sobre la transmuralidad de las líneas de ablación de

cierre lateral del *box*, aislamiento de venas pulmonares izquierdas y/o de conexión de estas lesiones con el apéndice auricular izquierdo, es un accidente que dificulta el contacto del dispositivo con el tejido auricular, comprometiendo también la continuidad de la/s lesión/es.

- Arteria de la cresta lateral¹¹⁸: que puede condicionar fenómenos de atenuación térmica tisular mediada por su flujo luminal, retroalimentando el factor anteriormente descrito.

- Parches adiposos: principalmente localizados en torno a las venas pulmonares, suponen el principal obstáculo para la conducción de la fuente de energía y el avance del frente térmico en profundidad, que probablemente explique gran parte de las diferencias de resultados obtenidos entre patrones análogos llevados a cabo con el mismo dispositivo pero desde esquemas epicárdicos puros vs. endocavitarios. Estos parches, sin embargo, contienen gran riqueza de plexos y grupos ganglionares vegetativos, cuya lesión por inclusión en el patrón de ablación conlleva una modificación de la influencia del sistema nervioso autónomo sobre las aurículas, implicada en la génesis y mantenimiento de arritmias supraventriculares¹³⁶.

- Pared posterior: que comprende la encrucijada veno-atrial de la desembocadura de las venas pulmonares, presenta un elevado grado de entrecruzamiento de fibras musculares que se arremolinan en torno a los ostia de los vasos, alternas con tejido fibroso. Todo este sustrato constituye una región de alta heterogeneidad de conducción ideal para la formación de reentradas y asentamiento de focos ectópicos⁵³. Por ello, constituye una diana constante en todos los patrones de ablación de FA pero, sin embargo, la inadecuada realización de los mismos puede jugar un papel incluso favorecedor de episodios de arritmia al desarrollarse reentradas en los gaps de lesión presentes sobre una anatomía subyacente tan desfavorable.

La variabilidad anatómica existente en la desembocadura de las venas pulmonares^{25,28} (desembocaduras en troncos y ostia comunes, venas pulmonares accesorias) puede asimismo jugar algún papel en sentido tanto favorecedor como perjudicial para la práctica del patrón de

ablación en esta región.

La adición de grados avanzados de remodelado anatómico-eléctrico al sustrato anteriormente referido, habida cuenta que la dilatación de la cámara izquierda tiene lugar particularmente en esta región, hace que la compartimentación del aislamiento selectivo de venas pulmonares pueda ser insuficiente de mantenerse la progresión de la cardiopatía de base, produciéndose recurrencias de tipo tardío.

- Istmo mitral²⁶: su lesión cobra gran importancia en la compartimentación de la pared posterior de la aurícula izquierda. La recurrencia debido a fallos en la línea de ablación se justifica por la existencia de determinantes anatómicos que pueden dificultar la consecución de transmuralidad, como son: 1) la proximidad de la arteria circunfleja cuyo flujo puede contrarrestar el efecto térmico de la fuente aplicada; 2) las extensiones de miocardio auricular izquierdo sobre la pared del seno coronario, base anatómica para conexiones intraatriales e interatriales; y 3) irregularidades endocárdicas como los restos de trabéculas musculares o músculos pectíneos extra-apendiculares próximos al vestíbulo de la válvula mitral, que pueden generar inestabilidad del contacto del dispositivo. Además, las recurrencias tardías en esta región también pueden cursar por mecanismos de incremento de masa crítica regional puesto que, junto con la encrucijada veno-atrial, esta región también es una de las principales responsables del crecimiento auricular izquierdo, que trata de ser contrarrestada mediante técnicas de reducción auricular por resección.

- Biauricular

- *Atrial pouches*¹⁴⁸: embolsamientos de distribución variable en la pared auricular que pueden favorecer la aparición de *gaps* lesionales, particularmente en las aplicaciones de fuentes de energía monopolar.

- Musculatura pectínea: especialmente en la pared antero-lateral de la aurícula derecha, hace que el espesor mural tenga una elevada heterogeneidad desde el punto de vista de volumen de energía a

aplicar para cubrir toda la profundidad necesaria así como, desde los esquemas de ablación endocavitarios, un contacto deficiente de la fuente con el tejido.

b) Clínicas

Las recurrencias consecuencia de motivos clínicos se establecen a partir de las conclusiones obtenidas del análisis de las series de casos, registros y estudios existentes en la literatura. A pesar de la falta de consenso existente en algunos aspectos y resultados discrepantes entre algunas publicaciones, la agregación de resultados en torno a un mismo hecho contribuyen a crear una evidencia que apoya ciertas actitudes y hallazgos clínicos, reconocidos incluso en los foros profesionales y científicos pero todavía no consolidados completamente como indicaciones y criterios en guías de actuación clínica.

Diferentes son los factores preoperatorios analizados en relación a la recurrencia de la FA. Se han contemplado tanto variables demográficas como comorbilidad y ecocardiográficas, determinándose en la literatura que aquellas con mayor consistencia entre trabajos son^{112,147,149,178,186-189}:

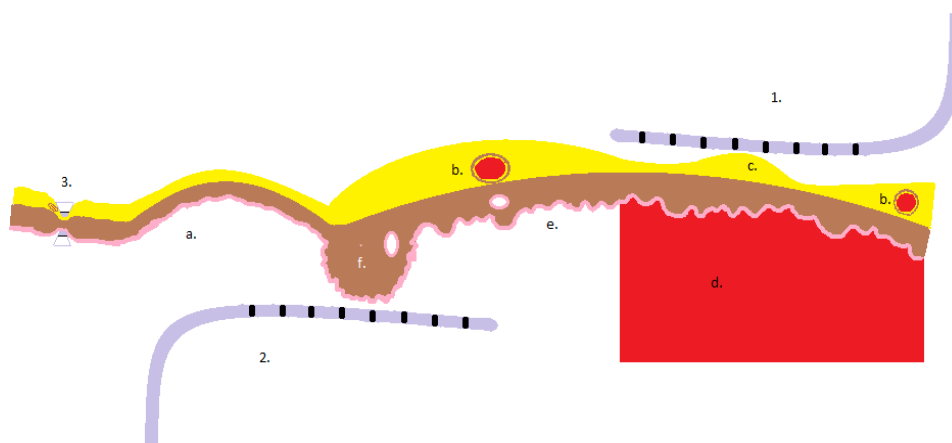
- Edad: establecida por encima de los 70 años como factor independiente de riesgo de recurrencia, aunque posiblemente también esté en relación con un mayor tiempo de ritmo en FA sostenido, con mayores grados de remodelado y avance de la cardiopatía de base.
- Tiempo en fibrilación auricular: aplicable a las formas crónicas, se considera con baja probabilidad de recuperación del ritmo sinusal por encima de los 10-15 años.
- Diabetes mellitus: menos constante entre estudios aunque sugerida por algunos como factor de riesgo independiente. No obstante su asociación estadística, la relación causal quede mejor explicada por mecanismos multifactoriales o indirectos (isquemia auricular, situación inflamatoria sostenida en el síndrome metabólico).
- Tamaño y volumen auricular izquierdo: factor muy consolidado que permite considerar alto riesgo de recurrencia para aurículas izquierdas superiores a 50-55 mm de diámetro mayor, aun realizándose compartimentaciones completas

sin adición de técnicas de reducción auricular. Está en relación con grados avanzados de remodelado y masa crítica aumentada.

Como ya se vio en el apartado de 1.4.7 *Resultados*, puede comprobarse la clara superioridad de los patrones completos frente a los de aurícula izquierda en casos de FA crónica. Esto nos lleva a considerar que, debido a la relativa juventud del procedimiento, existe poco consenso sobre la indicación de los diferentes esquemas de ablación. No obstante, podemos sugerir que la realización de patrones incompletos en aurículas con tamaño incrementado y/o grados moderados-altos de remodelado son una indicación incorrecta con alto riesgo de recurrencia.

c) Técnicas (ver Esquema 40.)

La técnica operatoria tiene un grado de dependencia del operador que las lleva a cabo que se pone de manifiesto con la curva de aprendizaje. Como se reflejó anteriormente, las posibilidades técnicas de la ablación quirúrgica son extraordinariamente amplias atendiendo al abordaje, concomitancia o no con otros procedimientos, fuente de energía y vía de aplicación de la misma. Dentro de dicho abanico de posibilidades, existen alternativas con niveles de reproductividad mayores. Las recurrencias consecuencia de fallos en la técnica quirúrgica se explican porque, habiéndose realizado el patrón de ablación inicialmente indicado, las lesiones no cumplen las características de ser continuas y transmurales¹⁸⁴ (segundo principio del patrón de



Esquema 40. Recurrencia técnica por factores anatómicos adversos: ablación mediante fuente de energía de aplicación 1: epicárdica monopolar, 2: intracameral monopolar y 3: intracameral bipolar; a: atrial pouch, b: vasos coronarios epicárdicos, c: parches adiposos epicárdicos, d: efecto *heat-sink* de la sangre intracameral, e: irregularidad del lecho endocárdico de musculatura pectínea y f: engrosamientos endomiocárdicos como la cresta terminal y la cresta lateral.

ablación de Cox⁹¹). La imposibilidad para completar el patrón o que algunas de las lesiones de ablación no se sitúe en la región anatómica adecuada, se considera también defecto del procedimiento.

Las discontinuidades o *gaps* en los patrones de ablación pueden clasificarse en dos tipos desde el punto de vista práctico:

- “Longitudinales”: aquellos que tienen lugar por interrupción puntual de la/s línea/s de ablación porque no ha existido contacto con el dispositivo debido a diferentes accidentes anatómicos anteriormente referidos o porque la intersección de dos líneas no ha tenido lugar. En cualquier caso, todo el espesor de miocardio queda íntegro.

- “Transversales”: mucho más frecuentes que las anteriores, se deben a que, a pesar de que la liberación de energía ha tenido lugar, la ablación desarrollada no alcanza la profundidad suficiente como para cubrir todo el espesor parietal debido a mecanismos de dispersión térmica contrapuestos a la progresión de la lesión, como la resistencia a la conducción y el enfriamiento por convección. Este hecho puede deberse a diferentes fenómenos:

- Insuficiente liberación de energía (tiempo y/o potencia)
- Excesivo espesor parietal: particularmente en la aplicación epicárdica
- Engrosamientos parietales puntuales
- Falta de progresión térmica contrarrestada por el *heat-sink*¹¹⁸: vasos sanguíneos adyacentes, aplicación epicárdica a corazón latiendo y/o con cámaras llenas.

Por ello, el miocardio preservado puede ser suficiente como para que se establezcan reentradas.

Así como los *gaps* “longitudinales”, particularmente si se deben a la falta de confluencia entre lesiones, son errores más dependientes de la técnica quirúrgica, los “transversales” tienen una frecuencia elevada, incluso *in vitro*, con algunas fuentes de energía. Podría decirse que, a la vista de los resultados anteriormente expuestos, el orden de fiabilidad de las fuentes de energía con los dispositivos hoy disponibles en el mercado podría ser:

RF bipolar > Crioablación > RF monopolar > HIFU¹¹⁸

d) Patológicas

La FA hallada en la casuística de cirugía cardíaca, generalmente pertenece al espectro fisiopatológico de otra/s cardiopatía/s concomitante/s, relacionada con procesos de insuficiencia cardíaca de cualquier índole y valvulopatías, particularmente aurículo-ventriculares. Así, se describe para las series de pacientes con insuficiencia cardíaca congestiva crónica, el incremento del porcentaje de individuos en FA a medida que se incrementa la clase funcional de los mismos. A pesar de los procedimientos llevados a cabo en cirugía cardíaca concomitante a la ablación quirúrgica, muchos de ellos no consiguen un *restitutio at integrum* del proceso por lo que los mecanismos fisiopatológicos, aunque corregidos, permanecen activos permitiendo la progresión de la cardiopatía. Es por lo que la inicial recuperación del ritmo sinusal y el mantenimiento durante años del mismo puede desembocar en la aparición de recurrencias tardías. Valga el ejemplo que, para casos habituales como son pacientes con insuficiencia valvular mitral y fibrilación auricular, el recambio aislado de la válvula consigue un 10-15% de recuperación del ritmo sinusal, menor que el 70% si se combina con la técnica Maze. Sin embargo, de este porcentaje, entre un 10-20%, desarrollarán en el seguimiento a largo plazo FA consecuencia de la persistencia del remodelado en las cámaras auriculares; incremento de presiones intracamerales por aumento fijo de las resistencias vasculares pulmonares; progresión de la valvulopatía mitral en el caso de las reparaciones, particularmente en aquellas que han quedado en grado superior a ligero (> 0-I/IV). Todo ello hace que la compartimentación inicialmente suficiente para contener los mecanismos de desencadenamiento y perpetuación de la FA (que siguen teniendo lugar), deje de serlo.

Dentro de la situación crónica compensada de insuficiencia cardíaca, las reagudizaciones se presentan asociadas a la reaparición de ritmo en FA, que puede actuar tanto como causa como consecuencia de las mismas. El desarrollo de FA por múltiples causas (espontánea, estrés, discontinuación del tratamiento farmacológico, sobrecarga hídrica por insuficiencia renal...) provoca la pérdida del *kick* auricular, con empeoramiento de hasta un 25-30% de la precarga ventricular que reduce asimismo el volumen sistólico provocando congestión de los territorios retrógrados. Sin embargo, la aparición de crisis de insuficiencia cardíaca, suponen un incremento de las presiones intracamerales que se ha demostrado que modifican la actividad eléctrica a nivel de la pared posterior de la aurícula izquierda, desencadenando actividad eléctrica de focos

latentes que pueden capturar el ritmo auricular e iniciar FA¹⁴. Este hecho retroalimenta la situación de insuficiencia cardiaca descompensada.

e) Electrofisiológicas

Las recurrencias por esta causa están en íntima relación con la indicación del patrón de ablación hecha preoperatoriamente y el resultado de su aplicación intraoperatoria. Tanto en España como en muchos otros centros en múltiples países, a la vista de la revisión de las series comunicadas, aun con programas de ablación quirúrgica activamente implantados, los pacientes sometidos a cirugía cardiaca carecen de estudios electrofisiológicos previos^{1, 110}. La aplicación del patrón de ablación se lleva a cabo de forma rutinaria siempre que el paciente presente indicación y el procedimiento no comprometa la seguridad de la intervención global. En base a este hecho, consideramos que queda justificado cuando se plantea la realización de un patrón completo tipo Maze III o IV, que constituye la posibilidad técnica de mayor complejidad. La simplificación de estos patrones, a la vista de los resultados comunicados, se asocia con mayores tasas de recurrencia, especialmente en aquellos casos de FA persistente (crónica) tipo II-III (las que se encuentran con mayor frecuencia en la práctica cotidiana)¹⁵⁷. Por ello, un mejor conocimiento de los mecanismos electropatológicos de la arritmia podría contribuir a adecuar el patrón de ablación a las necesidades clínicas, particularmente cuando la intención es aplicar esquemas incompletos. No obstante, la evidencia sobre parámetros electrofisiológicos que describan la arritmia y su correlación con los resultados de ablación con diferentes tipos de patrones es hoy un campo escasamente estudiado. La evidencia sobre la predicción de recurrencia se asocia hoy en día fundamentalmente a factores clínicos establecidos en múltiples análisis multivariante publicados, como anteriormente se ha expresado. Este hecho es extensible incluso a la realización de patrones completos donde la arritmia puede presentar características que la hagan refractaria a la ablación a pesar de que se realicen patrones Maze III o IV, por lo que podría predecirse la alta probabilidad de fallo de la técnica quirúrgica que llevase a una abstención terapéutica para evitar la adición de comorbilidad y coste económico a la intervención. Asimismo, la definición de puntos de corte de estos parámetros electrofisiológicos permitiría indicar la necesidad de procedimientos adicionales como la reducción de masa auricular si se siguiese indicando la necesidad de ablación quirúrgica.

1.6 REGISTRO Y ANÁLISIS DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA AURICULAR EN LA FA

El electrocardiograma de superficie

El electrocardiograma constituye un registro de la actividad eléctrica producida en el corazón. El resto del cuerpo funciona a modo de un gran conductor permitiendo registrar las corrientes generadas en la superficie corporal. Cualesquiera que sean los dos puntos en los que se apliquen dos electrodos apareados permitirá registrar esta actividad eléctrica. Cada una de estas parejas de electrodos constituirá una derivación al quedar conectadas a un dispositivo de registro continuo de las diferencias de potencial establecidas entre ambos. El trazado resultante constituye el electrocardiograma.

Derivaciones del electrocardiograma estándar

El electrocardiograma estándar se compone de 12 derivaciones preestablecidas. Éstas, asimismo, se clasifican en dos tipos básicos:

- **Derivaciones bipolares:** son aquellas que se establecen entre dos electrodos independientes, funcionando uno de ellos como positivo o cátodo y el otro como negativo o ánodo.
- **Derivaciones monopolares:** son aquellas que utilizan un único electrodo independiente como polo positivo, funcionando como polo negativo común una combinación del resto de electrodos implantados en la superficie que permite asumir que el ánodo se situase en el mismo corazón (centro terminal de Einthoven).

a) Derivaciones de Einthoven¹⁵⁰ (ver Esquema 41.)

En 1906, W. Einthoven¹⁵¹ publicó una descripción del primer sistema de registro aplicable en la práctica clínica del electrocardiograma. Este sistema de medida consistía en 3 derivaciones bipolares; denominadas I, II y III. Estableció por convención que se correspondían:

- **Derivación I:** electrodo positivo en brazo izquierdo y negativo en brazo derecho
- **Derivación II:** electrodo positivo en pierna izquierda y negativo en brazo

derecho

- **Derivación III:** electrodo positivo en pierna izquierda y negativo en brazo izquierdo

Estas derivaciones se registran por medio de tres electrodos R (rojo), L (amarillo) y F (negro); situados en brazo derecho, brazo izquierdo y pie izquierdo, respectivamente. Dichos electrodos actuarán alternativamente como ánodo y cátodo según la derivación registrada.

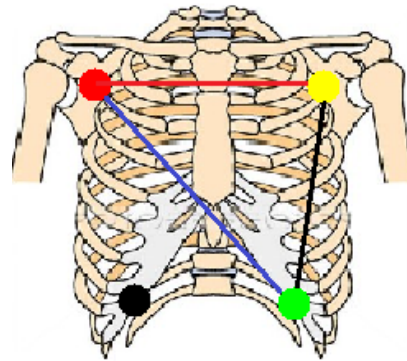
Así, puede establecerse^{152,153}:

- Derivación I: $V_I = \Phi_L - \Phi_R$

- Derivación II: $V_{II} = \Phi_F - \Phi_R$

- Derivación III: $V_{III} = \Phi_F - \Phi_L$

donde V_I , V_{II} y V_{III} son los voltajes de las derivaciones I, II y III; respectivamente. Φ_L , Φ_R y Φ_F son los potenciales registrados en el brazo izquierdo, brazo derecho y pierna izquierda, respectivamente. Estas tres derivaciones bipolares de los miembros describen un triángulo equilátero con el



Esquema 41. Disposición de electrodos y su codificación internacional: brazo derecho, R: rojo; brazo izquierdo, L: amarillo; pierna derecha, N: negro y pierna izquierda, F: verde. Derivaciones bipolares de Einthoven: I: roja, II: azul, III: negra.

corazón en el centro de intersección de las bisectrices de los lados, llamado triángulo de Einthoven. La colocación de los electrodos tanto en la porción distal como en la raíz de los miembros carece de repercusión en el registro obtenido puesto que el miembro se comporta, desde el punto de vista eléctrico, a modo de un conductor longitudinal del impulso propagado desde su implantación en el tronco.

La deflexión positiva máxima registrada en el electrocardiograma ocurrirá cuando la onda de despolarización (definida como un vector) se establezca a lo largo del eje entre dos derivaciones, con sentido hacia el polo positivo. La deflexión negativa máxima tendrá iguales características pero con sentido de propagación alejándose del polo positivo, hacia el negativo. Sirva el ejemplo en la derivación I cuando la onda de despolarización viaje en paralelo al eje entre los miembro superiores, de derecha a izquierda. Similar afirmación puede establecerse para las derivaciones II y III, donde los electrodos positivos se localizan en la pierna izquierda. La deflexión negativa máxima se obtendrá en la derivación II cuando la onda de despolarización viaje paralela al eje entre el brazo derecho y la pierna izquierda, en sentido ascendente. De forma similar,

una deflexión positiva se obtendrá en la derivación III cuando la onda de despolarización se establezca en el eje entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda, en sentido descendente. El sistema propuesto por Einthoven constituye el sistema axial de 3 derivaciones.

b) Derivaciones aumentadas de Goldberger¹⁵⁰ (ver Esquema 42.)

En 1942, E. Goldberger observó que las señales electrocardiográficas registradas podrían ser remplazadas por un nuevo conjunto de derivaciones llamadas aumentadas debido a que permitían un incremento del voltaje de señal del trazado (amplitud). Estas derivaciones utilizan derivaciones positivas para cada uno de los 3 miembros con distribución análoga a las de Einthoven. El registro se obtiene desde uno de los electrodos tomando como referencia, para dicha derivación, el potencial medio de las otras dos restantes. Los electrodos positivos para establecer estas derivaciones se disponen en:

- **aV_R**: brazo derecho
- **aV_L**: brazo izquierdo
- **aV_F**: pierna izquierda

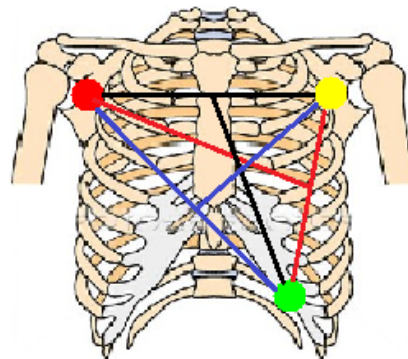
De esta forma, los potenciales de estas derivaciones pueden establecerse por^{152,153}:

$$- aV_R = \Phi_R - (\Phi_L + \Phi_F)/2$$

$$- aV_L = \Phi_L - (\Phi_R + \Phi_F)/2$$

$$- aV_F = \Phi_F - (\Phi_R + \Phi_L)/2$$

La derivación aV_L se establece a +30° respecto de la derivación I (0°). Las derivaciones aV_R y aV_F se sitúan en el triángulo de Einthoven en los ángulos +150° y -90°, respectivamente. Estas tres derivaciones aumentadas, combinadas con las 3 de Einthoven,



Esquema 42. Disposición de electrodos y su codificación internacional. Derivaciones monopolares de Goldberger: aV_R: roja, aV_L: azul, aV_F: negra.

constituyen el sistema axial de 6 derivaciones. Utilizando este sistema de referencia axial, se puede establecer la topografía de la actividad eléctrica registrada en un plano coronal, definiéndose la dirección y sentido del vector eléctrico de la onda de despolarización en cualquier instante. Así, si una onda de despolarización se propaga

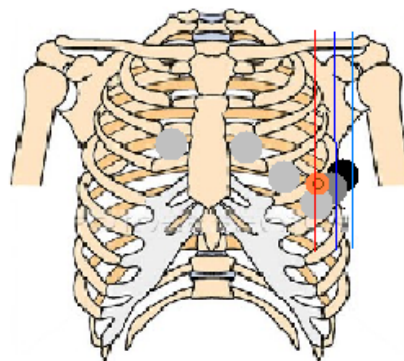
desde la derecha a la izquierda a lo largo del eje 0° , la derivación I mostrará la amplitud máxima. De igual forma, si la dirección del vector eléctrico de despolarización se dirige en sentido vertical inferior, aV_F mostrará una deflexión positiva máxima. Si la onda de despolarización se mueve de derecha a izquierda a -30° , entonces será aV_R la que muestre la deflexión negativa. Como es lógico, dichas deflexiones se producen de forma continua en todas las derivaciones según cómo se establezca el vector, siendo la magnitud de la deflexión proporcional a la resultante de la descomposición de dicho vector sobre el eje de cada una de las derivaciones. Por ello, aquellos vectores establecidos en perpendicular al eje de una de las derivaciones en el sistema axial, conllevarán un registro de línea isoelectrica para dicha derivación.

c) Derivaciones precordiales¹⁵⁰ (ver Esquema 43.)

La conducción por el cuerpo conlleva la atenuación de los potenciales registrados. Es por ello que, F. Wilson propuso un registro de los mismos en mayor proximidad al corazón disponiendo los electrodos sobre la propia caja torácica en 1944. Las 6 derivaciones precordiales establecidas de forma rutinaria en el electrocardiograma estándar se disponen en la superficie del torso en los siguientes puntos:

- V_1 : III espacio intercostal izquierdo paraesternal derecho
- V_2 : III espacio intercostal izquierdo paraesternal izquierdo
- V_3 : punto intermedio entre V_2 y V_4
- V_4 : V espacio intercostal izquierdo, línea mamilar o medioclavicular
- V_5 : V espacio intercostal izquierdo, línea axilar anterior
- V_6 : V espacio intercostal izquierdo, línea axilar media

Estas derivaciones establecen un registro de la actividad cardiaca en un plano perpendicular al anterior, transversal. Wilson investigó la forma cómo los potenciales unipolares precordiales podían ser definidos. Idealmente, estos fueron medidos respecto de una medida remota (infinitamente lejana), tomada como referencia. Wilson sugirió el uso de este concepto, llamado centro terminal de



Esquema 43. Derivaciones monopolares precordiales de Wilson $V_1 - V_6$.

Einthoven (CTE), como punto de referencia. Inicialmente, fue establecido conectando en serie con cada una de las derivaciones de los miembros una resistencia de 5 K Ω , las cuales convergerían en un punto común. El voltaje de referencia en el CTE fue calculado como^{152,153}:

$$\Phi_{CTE} = (\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F)/3$$

De esta forma, el potencial del centro terminal es una media de los potenciales registrados en los vértices del triángulo de Einthoven y, siendo la suma de estos potenciales aproximadamente cero, el CTE puede entonces ser considerado como una adecuada referencia para medir la diferencia de potencial establecida desde otros electrodos de superficie con ella. Aunque la idea de Wilson de aplicar las resistencias de 5 K Ω sigue siendo ampliamente utilizada, en el presente, sistemas de alta impedancia de entrada de señal en los amplificadores de electrocardiograma utilizados para registro permiten aplicar resistencias mucho mayores. Resistencias superiores incrementan el CMRR (*Common-Mode Rejection Ratio*) y reducen el tamaño de los artefactos derivados de los defectos de la interfase de contacto piel-electrodo.

Las reglas de interpretación de las derivaciones precordiales siguen reglas idénticas a las expresadas para las de los miembros.

Derivaciones adicionales

Además de las 12 derivaciones estándar, es posible aplicar electrodos de superficie en posiciones adicionales para completar el estudio electrocardiográfico y/o realizar la monitorización de fenómenos eléctricos en topografías específicas. A pesar de ser adicionales, no es necesario utilizar dispositivos diferentes de los habituales en la práctica clínica para su registro. La mera modificación de la ubicación anatómica de los electrodos es suficiente, cambiando la posición y relaciones de algunas derivaciones estándar a otros puntos, apareciendo nuevos trazados.

a) Derivaciones de Wilson adicionales¹⁵⁰ (ver Esquema 44.)

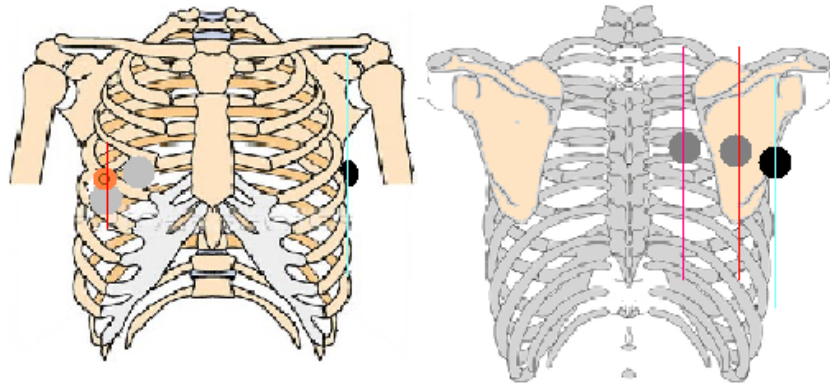
Aplicadas principalmente a un estudio más completo de la isquemia aguda, particularmente de la cara posterior biventricular y del ventrículo derecho, pues no quedan recogidas con el patrón estándar, habiéndose de interpretar por signos indirectos en espejo.

- V_{3r} y V_{4r} : topografía equivalente a las estándar pero situadas en el hemitórax derecho, permiten un estudio más completo de la isquemia del

ventrículo derecho.

- **V₇**: V espacio intercostal izquierdo, utilizando el electrodo de aV_R, situado en la línea axilar posterior.
- **V₈**: V espacio intercostal izquierdo, utilizando el electrodo de aV_L, situado en la línea escapular media (punta escapular).
- **V₉**: V espacio intercostal izquierdo, utilizando el electrodo de aV_F, situado en la línea paravertebral.

Estas derivaciones permiten una mejor detección de fenómenos isquémicos de cara postero-lateral del ventrículo izquierdo. No obstante, la posición ventajosa de V₉ es

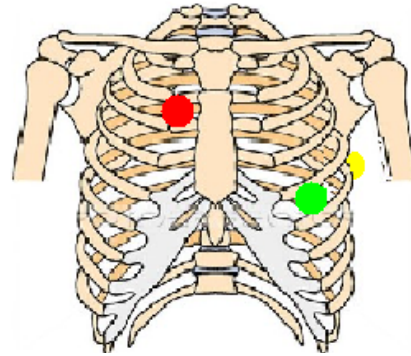


Esquema 44. Derivaciones adicionales monopolares precordiales de Wilson V_{3r}, V_{4r}, V₇ – V₉.

también utilizada en electrofisiología para el registro de la actividad eléctrica de la aurícula izquierda, dada la proximidad anatómica que muestra, pudiendo quedar más fielmente recogida. La aurícula izquierda es la estructura que quedaría más alejada de la superficie corporal con el registro de 12 derivaciones estándar, presentando por ello mayor interferencia de la actividad auricular derecha y atenuación en los trazados. Existen dispositivos con los que disponer de 9 derivaciones precordiales. En otras ocasiones, suele sacrificarse una derivación precordial como V₅ o V₆ y transponerla en posición de V₉. De esta forma no se tiene que realizar el cambio de las relaciones internas entre derivaciones del electrocardiograma, ya que de forma convencional, las derivaciones aumentadas son utilizadas durante el registro de las precordiales para el cálculo de CTE.

b) Derivaciones de Nehb¹⁵⁴ (ver Esquema 45.)

Se clasifican como 1, 2 y 3. Tienen un funcionamiento análogo al de las aumentadas de Goldberger pero, sin embargo, presentan una topografía de colocación diferente. Pretenden servir de optimización del registro electrocardiográfico ya que, con los 4 electrodos de los miembros, permiten un muestreo de las 3 caras ventriculares cardiacas,



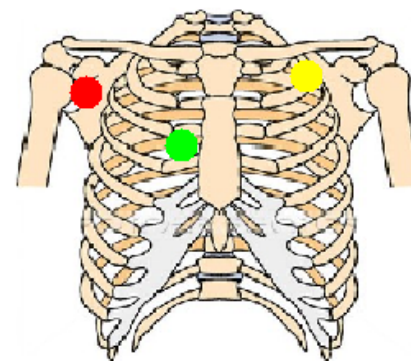
Esquema 45. Derivaciones monopolares de Nehb 1, 2 y 3.

nuevamente especialmente orientado a la isquemia miocárdica, obviando la información redundante habitual en el electrocardiograma estándar.

- **1:** II espacio intercostal derecho paraesternal (topografía de V_1) con el electrodo R (rojo) y derivación aV_R .
- **2:** V espacio intercostal izquierdo, en topografía de la punta cardiaca (aproximadamente equivalente a $V_{4,5}$), con el electrodo F (verde) y derivación aV_F .
- **3:** V espacio intercostal izquierdo, línea axilar posterior (topografía de V_7), con el electrodo L (amarillo) y derivación aV_L .

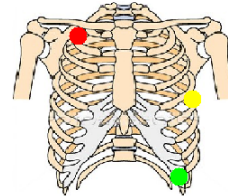
c) Derivaciones modificadas¹⁵⁴ (ver Esquema 46.)

Especialmente aplicadas a la monitorización intraoperatoria. Tienen propósitos concretos y su utilización se fundamenta en el establecimiento de derivaciones bipolares que presenten máxima sensibilidad en la detección de eventos según la topografía que rastrean. Por ello, a diferencia de las anteriores monopolares, estas utilizan los electrodos de las derivaciones de los miembros con la programación de relaciones de Einthoven¹⁵¹.



Esquema 46. Derivación MCL1.

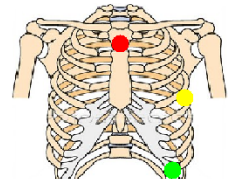
- **MCL1** (ver Esquema 46.): derivación III con disposición de electrodo R en brazo derecho, L bajo la clavícula izquierda y F en topografía V₁. Se aplica fundamentalmente a la detección de arritmias pues ofrece un plano coronal paralelo al eje cardiaco, no como el de Einthoven que es paralelo al del cuerpo.



- **CS5** o **MCR5** (ver Esquema 47.): derivación I con disposición de electrodo R bajo la clavícula derecha, L en topografía de V₅ y F en pie izquierdo.

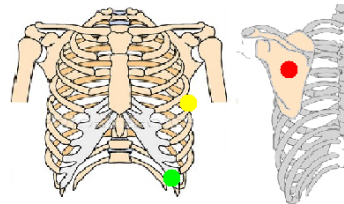
Esquema 47. Derivación CS5 o MCR5.

- **CM5** (ver Esquema 48.): derivación I con disposición de electrodo R en manubrio esternal, L en topografía de V₅ y F en pie izquierdo.



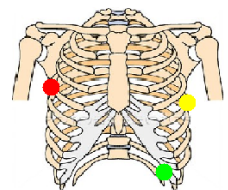
Esquema 48. Derivación CM5.

- **CB5** (ver Esquema 49.): derivación I con disposición de electrodo R en el centro de la escápula derecha, L en topografía de V₅ y F en pie izquierdo.



Esquema 49. Derivación CB5.

- **CC5** (ver Esquema 50.): derivación I con disposición de electrodo R en línea axilar anterior derecha, L en topografía de V₅ y F en pie izquierdo.



Esquema 50. Derivación CC5.

Estas 4 derivaciones son específicas para el registro de isquemia cardiaca: CS5 o MCR5, CM5 y CB5 de cara anterior y CC5 en general. CB5 es asimismo utilizada en la detección de arritmias intraoperatorias.

Planos ortogonales del electrocardiograma

En principio, podrían considerarse necesarias tan sólo dos derivaciones de los miembros (I, II o III) que reflejasen la actividad en el plano coronal o frontal, mientras que una precordial sería elegida para describir el registro en el eje antero-posterior (sagital). Esta combinación sería suficiente para describir completamente el vector de despolarización cardíaco. (La derivación

V_2 es una buena elección en lo que respecta a las derivaciones precordiales dado que se dispone en íntima proximidad al eje x (antero-posterior o sagital) corporal. Esta es casi ortogonal al plano formado por el sistema axial de 3 derivaciones de los miembros (plano frontal o coronal); quedando así descrito un sistema de ejes cartesianos tridimensionales que puede aplicarse a un modelo esférico útil en la práctica clínica). Consecuentemente, podría considerarse que la actividad eléctrica cardíaca se comporta como un dipolo y, por ello, en el electrocardiograma estándar de 12 derivaciones, se estarían utilizando 3

independientes (que verdaderamente describirían dicho dipolo eléctrico) y 9 redundantes.

Sin embargo, las derivaciones precordiales monopolares son capaces de detectar componentes de la actividad eléctrica no dipolares, los cuales tienen significación diagnóstica dado que se han registrado en proximidad a la topografía del corazón. De esta forma, en el protocolo de electrocardiograma estándar de 12 derivaciones, 8 serían verdaderamente independientes y sólo 4 de ellas redundantes.

La principal razón por la que se utilizan en el registro 12 derivaciones es que mejora el patrón del registro obtenido. Esta combinación de derivaciones ofrece al clínico la oportunidad de comparar las proyecciones del vector de despolarización (resultante) en cada instante del ciclo cardíaco en diferentes ángulos del sistema tridimensional¹⁵³.

Génesis del electrocardiograma. El vector cardíaco. (ver Figura 26.)

La actividad eléctrica del corazón puede ser modelada a partir de un dipolo tridimensional y

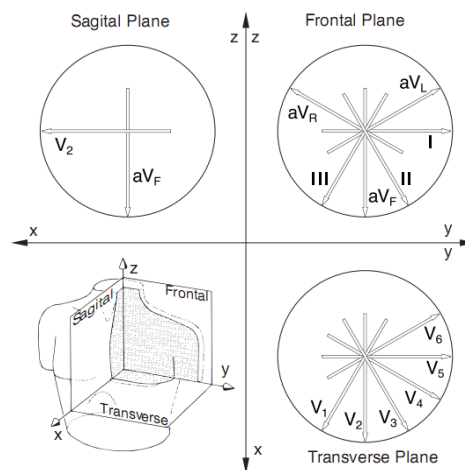


Figura 25. Planos ortogonales del ECG y sus derivaciones correspondientes. Fuente: Malmivuo J, Plonsey R. Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia, 2004.

variable en el tiempo $\vec{H}(t)$, el cual resulta del momento de desplazamiento de la onda de despolarización por la masa miocárdica, también llamado vector cardíaco (HV)¹⁵². Las corrientes generadas en cada uno de los miocardiocitos individuales podrían considerarse constituyentes de dipolos independientes. En cualquier momento del ciclo cardíaco, la suma de todos ellos conformará un frente de onda de dipolos que puede ser tratado matemáticamente asumiendo un potencial resultante, obtenido por la integración espacial del frente de despolarización. Mientras que la onda de despolarización es una representación simplificada de la actividad eléctrica del corazón, $\vec{H}(t)$ se ha mostrado de gran utilidad, permitiendo obtener registros análogos a los recogidos en la superficie corporal con el electrocardiograma. Este registro tridimensional obtenido a partir del HV dipolar constituye el vectorcardiograma.

Los potenciales medidos en cada una de las derivaciones en cualquier momento del ciclo cardíaco, pueden ser expresados como el producto escalar de dos vectores¹⁵²:

$$\vec{u}_{ab}(t) = \vec{H}(t) \cdot \vec{l}_{ab}(t),$$

donde

$$\vec{u}_a(t) = \vec{u}_a(t) \cdot \vec{u}_b(t)$$

es el potencial bipolar, $\vec{H}(t)$ es el HV, y $\vec{l}_{ab}(t)$ es el vector de la derivación desde un punto a a un punto b . El vector de la derivación se expresa en términos de resistencia por unidad de longitud, y contiene información sobre la geometría de la derivación y la distribución de la resistividad a través del cuerpo humano. Depende de la localización de la fuente, de la localización del punto observado, del punto de referencia tomado, y de la forma y conductividad del torso y de sus estructuras internas. El vector de la derivación es el coeficiente de transferencia tridimensional que describe cómo el HV influye sobre el potencial medido en una derivación particular.

La génesis del electrocardiograma puede considerarse como una proyección del HV sobre cada uno de los vectores de las derivaciones en los planos sagital, coronal y transversal. La dirección y magnitud del HV cambiarán durante las diferentes fases del ciclo cardíaco y los fenómenos eléctricos que tengan lugar de despolarización y repolarización. En el vectorcardiograma típico, pueden distinguirse tres ondas (*loop*) principales¹⁵³:

- **P loop**: el cual está relacionado con la despolarización del tejido auricular durante la fase de sístole auricular.

- **QRS loop**: el cual se relaciona con la despolarización del miocardio ventricular durante la fase de sístole ventricular.

- **T loop**: que se presenta durante la repolarización ventricular en la diástole ventricular.

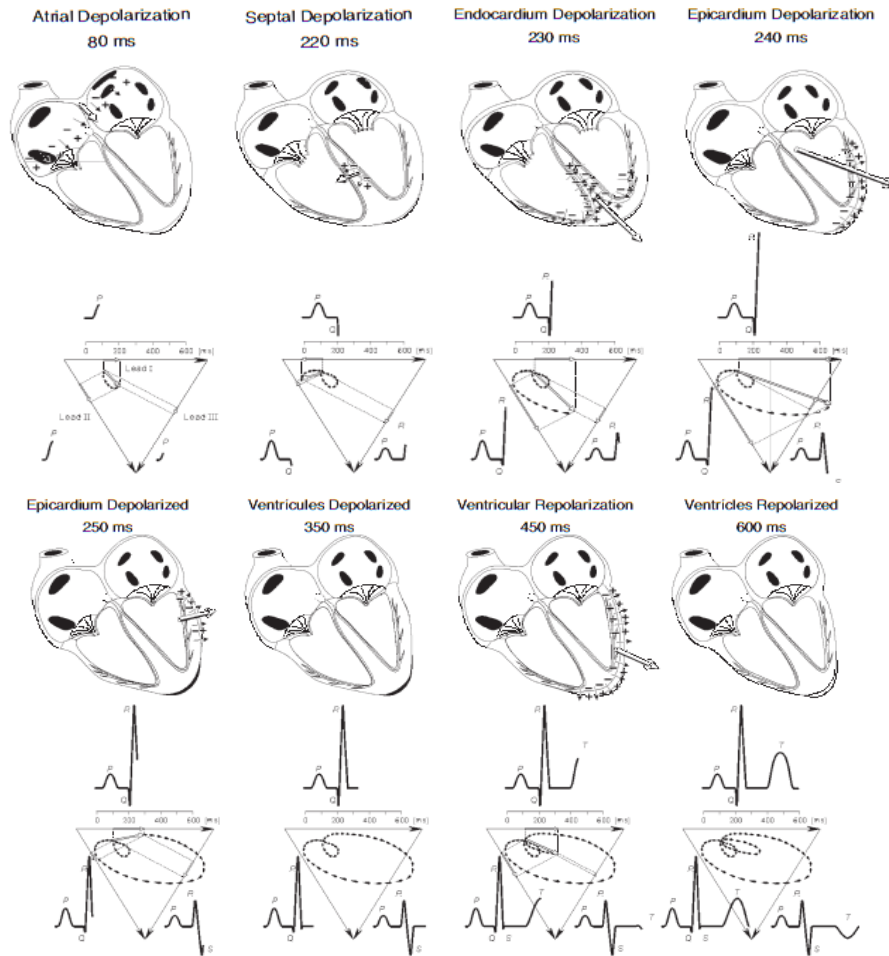


Figura 26. Génesis de los trazados de las derivaciones I, II y III según la progresión del vector cardíaco (*loops*). Fuente: Malmivuo J, Plonsey R. Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia, 2004.

Se habla de *loops* puesto que los cambios que se producen con el avance de la onda de despolarización y HV proyectado sobre las derivaciones, conlleva describir en el espacio a modo de bucles. La proyección de dichos bucles sobre los vectores de las derivaciones conforma las ondas P, QRS y T, respectivamente, del vectorcardiograma, equivalentes a las detectadas en el electrocardiograma de superficie.

Actividad auricular en el registro de electrocardiograma

La actividad auricular se ve representada en el electrocardiograma convencional. Dado el predominio de la masa miocárdica ventricular izquierda, ciertos fenómenos como el de repolarización quedan ocultos al superponerse las ondas QRS y T, de mayor magnitud. Por ello, los principales elementos que permiten el análisis de la actividad auricular son la onda P y la línea de base entre complejos¹⁵⁰.

- **Onda P:** para que se produzca su aparición, es necesario que exista un foco predominante de despolarización en algún punto del miocardio auricular, que actúe como marcapasos. El registro de la onda P será el resultado de la proyección en las diferentes derivaciones ecocardiográficas del vector de actividad HV generado por la onda de despolarización. La onda P, por lo expresado, no es exclusiva del ritmo sinusal aunque, evidentemente, es una condición frecuente en la clínica. La P sinusal viene definida por unas características electrocardiográficas concretas:

- Deflexión positiva en I, II, aV_F y V₃₋₆
- Deflexión negativa en aV_R
- Deflexión positiva, negativa o bifásica en III, aV_L y V₁₋₂
- Duración máxima de 0.12 segundos

Según donde se origine el estímulo en el foco inicial, se creará un frente de despolarización que se propagará tridimensionalmente por el miocardio auricular. El HV

resultante de dicha propagación puede ser proyectado sobre los vectores de las



Figura 27. Ritmo sinusal.

derivaciones electrocardiográficas obteniendo el registro de la onda P. Para la P sinusal, el origen de la despolarización se da en la topografía anatómica del nodo sinusal y, en consecuencia, la propagación del frente de onda da como resultado unas características de onda P bien definidas mediante criterios en las derivaciones anteriormente expresadas. En la onda P sinusal, la contracción

auricular izquierda queda retrasada respecto de la derecha, por lo que su descomposición realmente son dos ondas consecutivas superpuestas. Fenómenos de crecimiento auricular izquierdo dan como resultado un predominio de la onda P izquierda, apareciendo una melladura central (P mitrale) a la vez que la duración global de la onda P se incrementa. En el caso del crecimiento auricular derecho, se produce el mismo fenómeno sólo que, por la ubicación más precoz de la hemionda derecha, la actividad eléctrica engloba a la hemionda izquierda dando una amplitud incrementada sin incremento de la duración. El incremento de la duración y de la amplitud caracterizan el crecimiento biauricular en ritmo sinusal.

El incremento de la duración de la onda P, incluso su presentación como bifásica o bimodal (onda P derecha e izquierda como deflexiones de signo diferente) es también posible con la aparición de bloqueos de conducción en las vías preferenciales interauriculares.

Las P no sinusales más habituales en la práctica clínica son aquellas relacionadas con las extrasístoles supraventriculares. En ellos, el foco ectópico se sitúa en lugar diferente al nodo sinusal y es dominante, al menos durante ese ciclo cardíaco, de la actividad auricular (y posiblemente también ventricular si es conducido). Este impulso ectópico es propagado por un frente de onda que difiere del frente sinusal ya que el origen no tiene la misma topografía. En consecuencia, la proyección del HV' será diferente y las características de P sinusal no se cumplen. De cumplirse, sin embargo, además de poderse reconocer porque se adelanta a la frecuencia sinusal normal y deja una pausa compensatoria posterior, las características de la P no serán exactamente idénticas a las mostradas por la P sinusal en complejos adyacentes, lo cual lleva a concluir que la topografía del foco se sitúa en proximidad a la del NS pero no llega a ser exactamente la misma.

La línea de base es un valioso instrumento para el análisis de la actividad auricular en la práctica clínica. En el ritmo sinusal normal, se caracteriza por ser una línea isoeléctrica completamente plana sólo perturbada por el desencadenamiento de potenciales de acción que preceden a las fases sistólicas auricular y ventricular. El aislamiento eléctrico ofrecido por el NAV, permite que ritmos fibrilatorios y de flutter auriculares sean compatibles con la vida. Su representación tiene lugar mediante un registro de actividad continua que perturba la línea de base, interrumpida a su vez por el complejo QRST cuando tiene lugar conducción de la

1.5 Registro y análisis de la actividad eléctrica

actividad a los ventrículos por el NAV. Como ya se refirió con anterioridad, este tipo de ritmos pertenecen a un espectro común de arritmias, de lo que se derivan unas características similares y múltiples estados intermedios justificables electrofisiológicamente, que se plasman incluso en los registros electrocardiográficos obtenidos en la clínica. Como situaciones extremas de este espectro electrofisiológico se incluyen¹⁵⁰:



- **Onda f**: característica de la FA, surge como consecuencia de la presencia de al menos 2 reentradas concomitantes que capturan la actividad eléctrica del miocardio auricular. Está constituida por una oscilación fina de la línea de base con diferente grado de amplitud, pudiendo casi confundirse en frecuentes ocasiones de la práctica clínica, con una línea de base levemente parasitada, de no existir la variabilidad RR marcada, también característica de esta arritmia. Este tipo de registro implica un alto grado de desorganización (caos, alta entropía) de la actividad eléctrica.

Figura 28. Fibrilación auricular.

- **Onda F**: definida clásicamente como en “dientes de sierra” es característica del flutter auricular, que tiende a seguir una periodicidad de 300 ciclos/minuto. De esta manera, característicamente está constituida por una única macrorreentrada



Figura 29. Flutter auricular.

que captura la actividad eléctrica biauricular. En la práctica clínica puede mostrar también diferente grado de amplitud y frecuencia. No obstante, en aquellos casos donde se presenta como flutter típico, deriva de una macrorreentrada fija con alto grado de organización en un circuito anatómicamente descrito.

- Las **formas intermedias** vienen dadas por situaciones análogas a la FA con ondas f de mayor amplitud que indican mecanismos electrofisiológicos subyacentes con reentrada/s funcional/es de mayor tamaño con poca variabilidad de longitud de onda del circuito en el que se establece/n.

El auriculograma epicárdico (ver Figuras 30. y 31.)

Constituye un registro particularmente frecuente en el contexto del perioperatorio de cirugía cardíaca. Deriva del implante protocolizado de electrodos percutáneos (y por ello monopolares), habitualmente en número de 2, para instauración de ritmo de marcapasos temporal postoperatorio, retirándose previo al alta hospitalaria del paciente^{66,156}. Dichos electrodos pueden utilizarse con función de registro, además de la estimuladora, cuando se conectan a sendas derivaciones precordiales. La actividad eléctrica registrada procede directamente del miocardio auricular donde asientan, lo cual permite obtener información complementaria que puede ayudar a interpretar registros de ritmo auricular (línea de base) poco claros en el electrocardiograma de superficie.

El registro de auriculograma epicárdico es monopolar e invasivo y mide la diferencia de potencial que se establece en la derivación precordial a la que se conecta. Es necesario el uso de derivaciones precordiales para obtener este registro ya que utiliza como referencia el potencial del CTE.

El registro del auriculograma, al igual que ocurren con el electrocardiograma de superficie, se ve perturbado por la actividad ventricular cíclicamente, permitiendo su análisis ente ciclos de QRST (durante la diástole ventricular).

No debe considerarse al auriculograma como un mero registro amplificado de la línea de base del electrocardiograma de superficie ni del vectorcardiograma. La derivación de auriculograma es un registro puntual monopolar de la onda de despolarización que cruza en el tiempo un punto concreto de miocardio auricular. Las deflexiones aparecidas se establecen como positivas o negativas de forma aleatoria ya que, aunque dependen del sentido en el que el HV del frente de onda alcance al electrodo, cambiarían con una ubicación diferente del mismo. De forma protocolizada y por facilidad de acceso anatómico, los electrodos suelen implantarse^{156,157}:

- Aurícula derecha: en cara lateral entre la cresta terminal y el borde libre de la orejuela, fundamentalmente a nivel del cuello de la misma.
- Aurícula izquierda: tanto en el techo como en la orejuela izquierda.

Su valor reside en permitir interpretar el grado de organización de la actividad auricular a lo largo del tiempo en función de los frentes de onda que la despolarizan durante los ciclos

cardiacos. En los ritmos fibrilatorios, los patrones obtenidos no son suficientes para determinar la topografía de los circuitos ni sus propiedades pero su análisis permite interpretar los posibles mecanismos subyacentes responsables. Por así decirlo, *el electrocardiograma de superficie de 12 derivaciones sería ver un paisaje, un patrón limitado de derivaciones sería ver el paisaje a través de una ventana, y el auriculograma no sería más que ver el paisaje por el agujero que deja un alfiler en una hoja de papel.*

Tipos de auriculograma:

- **Ritmo no fibrilatorio** (ver Figura 30.): se caracteriza por la presencia de una línea de base isoeletrica, lo cual indica que existen fases de silencio eléctrico auricular entre despolarizaciones. Los complejos de despolarización son de corta duración y habitualmente son responsables de la



Figura 30. Auriculograma de ritmo sinusal.

frecuencia dominante del ciclo cardiaco, por lo que preceden al complejo QRST. Este impulso tiene su origen en el NS en la mayoría de casos de la práctica clínica.

- **Ritmo fibrilatorio** (ver Figura 31.): existe ausencia continua de línea de base isoeletrica, debido a un registro constante de varias ondas de despolarización que cruzan el punto de implante del electrodo auricular, entre ciclos ventriculares. La organización de esta actividad eléctrica se considera mayor cuanta mayor amplitud y menor

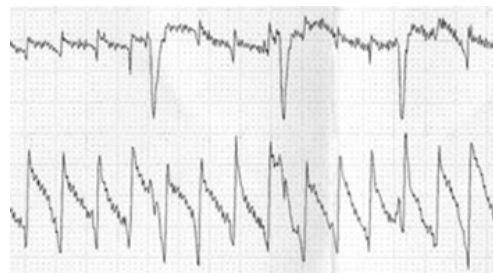


Figura 31. Auriculograma de fibrilo-flutter auricular.

frecuencia tengan las ondas así como si estas muestran periodicidad tanto dentro del ciclo cardiaco como entre ciclos. Las arritmias auriculares que presentan estas propiedades, probablemente estén en relación con circuitos

de reentrada funcional amplios, que involucran áreas mayores de miocardio auricular, con poca variabilidad en geometría y propiedades. El análisis del auriculograma epicárdico monopolar permite clasificar la fibrilación en los tipos de Wells¹⁵⁵⁻¹⁵⁷ (ver Figura 32.):

- **Tipo I:** línea de base isoelectrica visible que separa los complejos de auriculograma entre sí dentro de cada ciclo cardiaco. Suele presentar una frecuencia menor, con periodos medios de >225 ms. Este registro es la manifestación de un mecanismo electrofisiológico responsable tipo macrorreentrada fija.

- **Tipo II:** se caracteriza por la presencia de complejos de auriculograma definidos pero con perturbación de la línea de base entre los mismos. La frecuencia de activación se incrementa, presentando los complejos duraciones medias entre 117 y 225 ms.

- **Tipo III:** el auriculograma muestra aberrancia, caracterizándose por no poder mostrar complejos discretos o línea de base isoelectrica. Las ondas de despolarización se superponen y tienen alta frecuencia, con duración media de los complejos <150 ms. Es el tipo de auriculograma más frecuente en los registros de pacientes sometidos a ablación quirúrgica con cardiopatía auricular estructural, generalmente justificado por circuitos de microrreentrada erráticos.

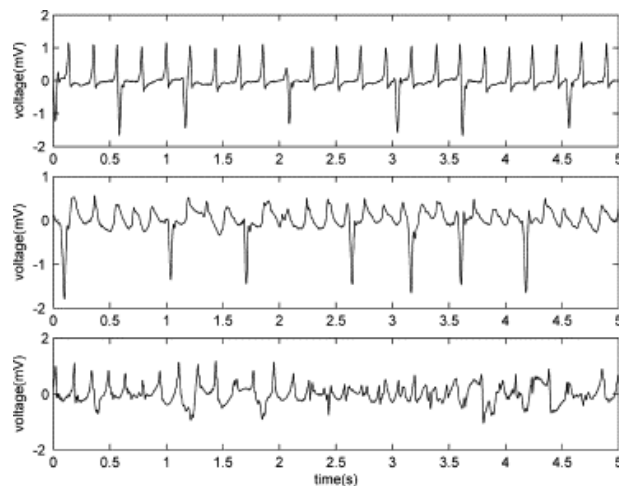


Figura 32. Tipos de Wells de auriculograma de la FA: tipo I (superior), tipo II (medio) y tipo III (inferior).

Análisis del registro electrocardiográfico de actividad auricular (ver Figura 33.)

Introducción

A pesar de los múltiples modelos propuestos para explicar los mecanismos que subyacen a la fibrilación auricular, las posibilidades de obtener registros clínicos que permitan explicar la electrofisiología exacta que provoca el inicio, mantenimiento y finalización de los episodios de FA queda muy limitada, por lo que la mayoría de episodios de arritmia pueden ser en el mejor de los casos filiados, quedando la justificación de los procesos eléctricos responsables en mera especulación. En 1985, Allesie et al. consiguieron⁵⁵ realizar un mapeo de la actividad eléctrica cardíaca durante la fibrilación auricular y aportaron la primera evidencia científica que apoyaba la hipótesis de Moe⁵⁴ de frentes de onda múltiples erráticos. De acuerdo con esta hipótesis, la FA se debe a una activación auricular por medio de múltiples ondas de despolarización que se propagan de forma aleatoria a través del espesor de miocardio de ambos atrios. El fraccionamiento de estos frentes de onda a medida que se propagan resulta en una auto-perpetuación por medio de nuevos frentes de onda hijos independientes, llegando a constituir en algunos puntos circuitos de microreentrada. Sin embargo, estudios de mapeo óptico en corazones aislados de oveja han sugerido que, al menos algunos casos de FA, pueden ser mantenidos por fuentes automáticas o macrorreentrantes (rotores o circuitos de reentrada) de alta frecuencia⁵⁶, establecidas generalmente en la pared posterior de la aurícula izquierda, dando como resultado un gradiente de distribución espacial de frecuencias. De acuerdo con la mencionada hipótesis, los frentes de onda generados que emanan del foco ectópico en la vecindad de las venas pulmonares, podrían sufrir fracturas y dispersión cuando las condiciones de anisotropía en las propiedades eléctricas del miocardio fuesen propicias, dando lugar a nuevos vórtices rotatorios de despolarización¹⁵⁸ (reentradas y rotores hijos). Eventualmente, alguno de dichos mecanismos podría subsistir manteniendo así la actividad fibrilatoria auricular.

A pesar de la incompleta comprensión de los mecanismos que explican la FA, diversos autores han demostrado una estricta correlación entre la organización de la FA, definida como el grado de repetición que presenta el patrón de señal de la onda f, y la densidad de frentes de onda que se propagan por el tejido auricular. Así, diferentes algoritmos de análisis han sido

desarrollados en un intento de cuantificar este grado de organización en registros invasivos¹⁵⁷. El análisis de los cambios en los frentes de onda obtenidos por registro endocárdico de FA puede jugar un importante papel en la comprensión de los mecanismos responsables de inducción y mantenimiento. En este sentido, ha sido comprobado que diferentes morfologías de la señal de activación son del resultado de reflejar diferentes patrones de activación, tales como conducción enlentecida, colisión de frentes de onda y bloqueos de conducción.

La anterior metodología queda próxima a un ámbito más cercano a la investigación clínica y experimental electrofisiológica. En lo que respecta a un punto de vista de la práctica clínica cotidiana, la estimación del grado de organización de la FA obtenido desde registros no invasivos; como el electrocardiograma de superficie (ECG) y, dado el contexto de cirugía cardiaca, el auriculograma epicárdico (ACG); sería de gran interés. Diferentes indicadores de organización de la señal eléctrica en los anteriores registros invasivos han sido bien correlacionados con los resultados obtenidos en las fuentes no invasivas¹⁵⁹. Además, ambos métodos de registro son altamente accesibles, eficaces y eficientes, lo cual permite la obtención de trazados evitando los riesgos y costes asociados a procedimientos invasivos. Como puede suponerse, cuanto mayor sea la densidad de frentes de onda propagados por el tejido auricular, mayor será la irregularidad de la morfología de la onda fibrilatoria en los registros de ECG y ACG, por lo que diferentes métodos de análisis permiten discriminar indirectamente el grado de organización de la arritmia. Entre ellos, citamos¹⁶⁰:

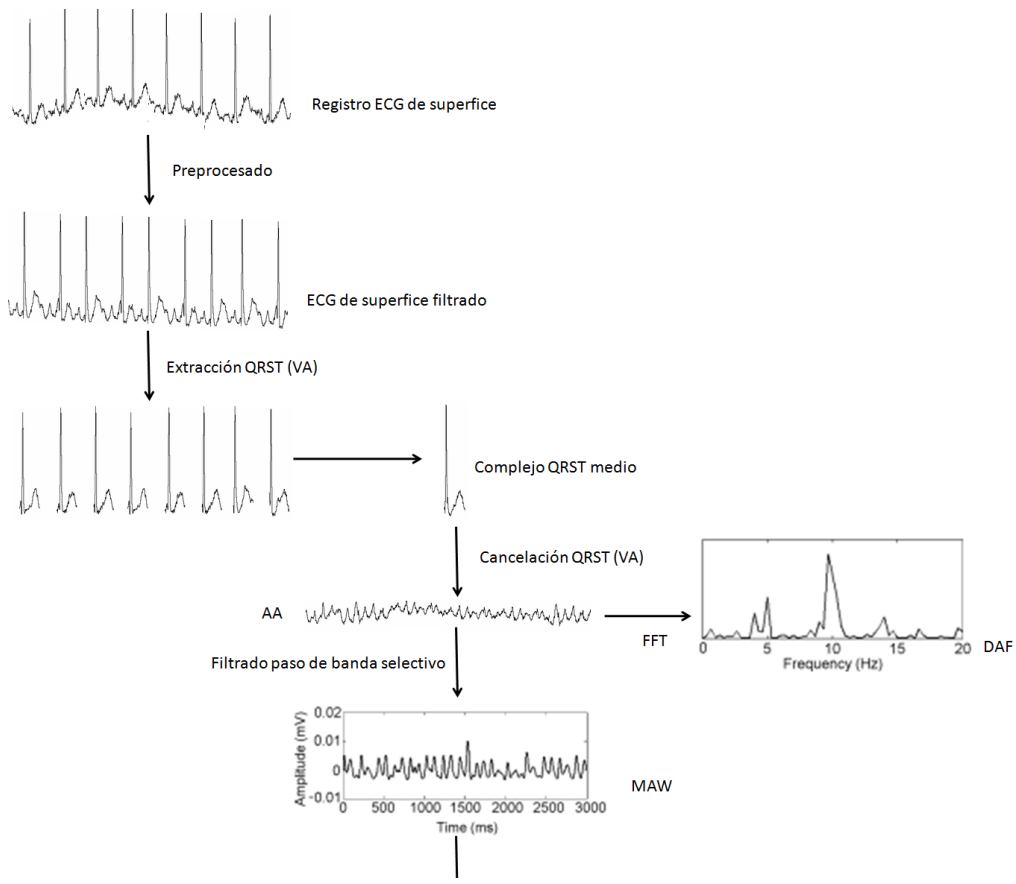
- a) **Análisis no lineal:** el análisis se realiza de forma global, tomando una muestra de registro de actividad auricular de diferente duración sometida a una fase de procesado de señal. Uno de los principales parámetros utilizados en la determinación del grado de organización de la arritmia lo constituye la Entropía Muestral (SampEn: *Sample Entropy*)¹⁶¹, obtenida a partir de la Onda de actividad Auricular Principal (MAW: *Main Atrial Wave*).
- b) **Análisis lineal:** realiza un análisis individual de cada uno de los electrogramas individuales a lo largo de la muestra de registro de actividad auricular. Para ello se realiza una estimación de la regularidad de la señal auricular (AA: *Atrial Activity*) cuantificando el grado de repetitividad en el tiempo de las ondas f. De centrarse fundamentalmente sobre la repetitividad de la frecuencia de las ondas f, se obtiene una distribución continua cuyo pico lo constituye la Frecuencia Auricular Dominante (DAF: *Dominant Atrial Frequency*)¹⁶².

Hasta llegar al resultado de los parámetros de cuantificación de la regularidad de la señal de

1.5 Registro y análisis de la actividad eléctrica

actividad auricular desde el trazado de ECG inicial, es necesario seguir una serie de pasos en el procesado computacional del registro que permitan^{163,164}:

1. Realizar un preprocesado que permita anular las distorsiones incluidas en la señal no atribuibles a la actividad cardíaca propiamente sino justificadas por ruido, interferencias y deriva de la línea de base, fundamentalmente. Esto se lleva a cabo mediante filtros paso banda, aplicables ya desde la fase de registro.
2. Aislar el registro de la señal de actividad auricular (AA): realizando para ello una extracción o cancelación de la actividad ventricular en forma de complejos QRST (VA: ventricular activity) presentes de forma solapada en el registro de la actividad eléctrica cardíaca global.
3. Aplicación de la Transformada Rápida de Fourier (FFT: *Fast Fourier Transformed*) para la obtención de DAF a partir de la AA
4. Aplicación de un filtro paso banda selectivo para la obtención de la MAW centrada en la DAF
5. Obtención de SampEn a partir de MAW



Preprocesado

Antes de aplicar los esquemas de procesado que se describirán a continuación, es conveniente preprocesar las señales utilizadas en el estudio. La señal del registro sufre interferencias procedentes de la actividad eléctrica biológica concomitante a la cardíaca y derivadas de imperfecciones en el propio sistema de registro. Es por ello, que se requiere un acondicionamiento previo de la señal, sobre todo teniendo en cuenta que algunas de estas perturbaciones podrían confundirse dentro de una señal consistente en la oscilación fina de la línea de base por lo que, de ser incluidas en el análisis, podrían incurrir en errores en la obtención de los parámetros de organización de la arritmia. Este acondicionamiento conlleva tres aspectos fundamentales: eliminar la deriva de la línea de base del ECG, eliminar el ruido de alta frecuencia y eliminar la interferencia de red¹⁶⁰⁻¹⁶⁴.

- Eliminación de la deriva de la línea de base

La deriva de la línea de base es un artefacto de muy baja frecuencia que aparece en el ECG originado por la respiración y los movimientos que eventualmente pueda realizar el paciente. Asimismo, un contacto defectuoso de los electrodos también puede ocasionar artefactos de muy baja frecuencia.

La corrección de este problema se lleva a cabo mediante la implementación de filtros de paso alto IIR bidireccional, con frecuencia de corte habitualmente a 0.5 Hz.

- Eliminación del ruido de alta frecuencia

El segundo de los objetivos del preprocesado es la eliminación del ruido de alta frecuencia. Este ruido puede ser debido, fundamentalmente a los amplificadores de instrumentación, interferencias electromagnéticas, armónicos de la interferencia de red y ruido muscular. La eliminación de este ruido se realiza mediante un filtrado de paso bajo bidireccional, para minimizar el efecto de las condiciones iniciales y finales del filtro, que puede ser implementado con un filtro IIR de Chebyshev de orden 8 con rizado de la banda atenuada y frecuencia de corte a 70 Hz.

Con ello, la conjunción de ambos filtrados, el resultado es limitar el registro a un ancho de banda del ECG entre 0.5 y 70 Hz.

- Eliminación de la interferencia de red

Este último paso del preprocesado consiste en eliminar la interferencia que provoca la red eléctrica, que suele ser la que con mayor frecuencia aparece en la adquisición de señales biomédicas al conectar el sistema de registro a la alimentación. Normalmente, la forma de la onda de la interferencia de red es predecible, aunque no es un senoide

puro (corriente alterna) debido a distorsiones y a la aparición de armónicos de la frecuencia fundamental. Existen varias alternativas para la eliminación de la interferencia de red, como el empleo de filtro Notch. No obstante, para conseguir una cancelación de gran efectividad, se suele recurrir al uso de un filtro adaptativo, que es capaz de eliminar la interferencia de red sin afectar al contenido espectral del propio ECG, a pesar de que este puede contener información con la misma frecuencia que la interferencia de red.

Aislamiento del registro de Actividad Auricular (AA)

Para llevar a cabo el análisis de la organización de la señal fibrilatoria, es necesario su aislamiento del resto de elementos, endógenos o exógenos, que integran el registro no invasivo, superponiéndose como registros parásitos. Las técnicas de estimación de la actividad auricular inicialmente desarrolladas toman como patrón de referencia el eje temporal, a partir del cual se llevaba a cabo la sustracción de las ondas QRST del registro de ECG. El principal método de cancelación QRST en los estudios de FA es la Sustracción de Latidos Promedio (ABS: *Average Beat Substraction*)¹⁶⁵. En ABS, los ciclos cardíaco sucesivos se asumen como repeticiones de un mismo proceso. Así, el registro del latido cardíaco, al replicarse la actividad eléctrica ventricular y mantenerse constante la posición de los electrodos, puede considerarse como resultado de un proceso ergódico (sistema dinámico funcionante durante un largo periodo de tiempo y sujeto a una medida de parámetros invariante), presentando alto grado de correlación con los registros de ciclos cardíacos sucesivos. Sin embargo, en la FA, esta regularidad sólo se observa, aproximadamente, para los componentes ventriculares del registro. La despolarización auricular se produce por múltiples, continuos y caóticos frentes de onda, por lo que las ondas f se presentan de forma aleatoria y completamente disociadas en cada latido cardíaco. Como consecuencia, el frente de onda medio de actividad auricular (AA) de la FA tenderá asintóticamente a cero. Este hecho permite extraer los complejos QRST por medio de la asunción de un complejo QRST medio, habida cuenta de que cuando se registre un número suficiente de complejos, el QRST medio se corresponderá con el formado sólo por la actividad ventricular.

ABS se lleva a cabo en tres pasos básicos:

1. Detección y alineamiento de los segmentos que contienen las ondas QRST.
2. Computación del latido medio
3. Sustracción de los complejos QRST

Los problemas de detección y alineamiento pueden ser resueltos por medio de algoritmos basados en umbrales de registro, incluyendo los filtros frente al ruido eléctrico.

El proceso de ABS puede ser matemáticamente expresado como:

$$y_a = y - x,$$

donde y es uno de los complejos QRST en el registro de ECG (actividad ventricular: AV), x es la computación del complejo QRST medio e y_a es la señal residual estimada como actividad auricular (AA).

Habitualmente, las derivaciones que contienen mejor información sobre las características de la actividad auricular son II, III, aV_F y V₁. V₁ es la derivación más frecuentemente utilizada para extraer la actividad auricular, en caso de realizarse el registro por medio de ECG estándar.

En 2001, las técnicas espacio-temporales¹⁶⁶ mejoraron la cancelación de los complejos QRST, mejorando las estimaciones ofrecidas por el método ABS. La aplicación de técnicas espacio-temporales implicaba realizar el cálculo en base a una nueva escala de referencia ante de la sustracción del latido medio, que incluía el factor espacial. Así, los resultados de este método fueron considerablemente mejores que los previos ya que permitían una reducción sustancial del error derivado con la asunción del QRST medio. Consecuentemente, la calidad del registro de AA fue mejorada.

Una reciente modificación del ABS, la Cancelación Adaptativa por Valores Aislados (ASVC: *Adaptative Singular Value Cancellation*)^{166,167}, estudia la cancelación de la actividad auricular de forma más ajustada, requiriendo la selección de diferentes complejos para obtener el QRST medio. Los resultados muestran que la correlación entre los complejos cancelados y el medio seleccionado como patrón tiene menor error, incrementando la calidad del registro de AA. ASVC es una estrategia de cancelación capaz de discriminar los complejos más adecuados previa a la extracción de la señal de AA, considerando las características específicas del *input* ECG registrado. La selección de los complejos para llevar a cabo la cancelación hace que ASVC sea menos vulnerable en la introducción de errores al definir el la actividad ventricular (AV) media derivada de ECG con morfología variable QRST, particularmente debida a extrasistolia y estimulación por marcapasos.

Por último, una nueva familia de técnicas da un paso más sobre el proceso de cancelación QRST. Puesto que ABS se aplicaba a partir de aquellas derivaciones donde la AA era mejor detectada, frecuentemente V₁, se llevaría a cabo la cancelación para cada una de las derivaciones seleccionadas, obteniéndose por consiguiente tantas AA's como derivaciones

utilizadas. En consecuencia, no es posible hacer uso de la información ofrecida por cada una de las derivaciones de forma unificada. Las técnicas de Separación Ciega de Fuentes (BSS: *Blind Source Separation*)^{168,169} permiten un análisis estadístico multiderivación por aprovechamiento de la diversidad espacial ofrecida por múltiples electrodos distribuidos tridimensionalmente. BSS consiste en recuperar aquel conjunto de señales que no pueden ser observadas directamente desde cada una de las derivaciones de forma aislada. Las señales recuperadas son llamadas *fuentes*, y aquellos registros capaces de detectarlas son llamados *observadores*. Dos condiciones fundamentales deben ser satisfechas a fin de poder aplicarse las técnicas de BSS:

1. Independencia de las *fuentes*
2. Aleatoriedad no gaussiana de las *fuentes*

Esta familia de técnicas de extracción, aplicadas al ECG, es capaz de obtener un conjunto de *fuentes* independientes que quedan incluidas de forma unificada en un registro único de AA.

Obtención de la Onda Auricular Principal (MAW)

Actualmente está sobradamente demostrado que el rango de frecuencias en el que se mueve la señal correspondiente a una fibrilación auricular está en torno a 3-9 Hz¹⁷⁰. Una posible alternativa de eliminar ruido, además de las previas, es aplicar un filtrado paso banda sobre este rango de frecuencias, con el objetivo de eliminar la señal fuera del mismo, que puede considerarse como perturbadora de la señal de la actividad auricular. Así, la aplicación de este filtrado de banda estrecho, selectivo, permite el mantenimiento de las propiedades espectrales del registro sin pérdida de información relevante o, lo que es lo mismo, efectivamente elimina ruido sin alterar el contenido fundamental de la señal. MAW puede considerarse como un registro de frente de onda asociado a la AA, cuya longitud de onda es la inversa de la DAF. Esta misma metodología ha sido aplicada en trabajos por otros autores que han llegado a la conclusión de que existe una íntima relación entre el valor de la frecuencia de MAW¹⁷⁰ y la organización de la arritmia, como se demuestra al permitir una adecuada clasificación según los tipos de Wells o predecir la terminación de episodios de FA paroxística cuando se hallan menores frecuencias de MAW.

Obtención de la Frecuencia Auricular Dominante (DAF)

Se define como un índice de regularidad lineal que determina la mayor amplitud de las frecuencias registradas entre los 3-9 Hz, rango del espectro donde se establece la actividad auricular (AA) fibrilatoria. Este parámetro se ha asociado con la refractariedad. Así, se ha

sugerido que aquellos pacientes con menores valores de DAF, tienen longitudes de onda mayores de los frentes fibrilatorios y, por consiguiente, una menor densidad de los mismos; siendo así el grado de remodelado y desorganización menores¹⁶²⁻¹⁶⁴. Para su obtención, se aplica sobre el registro una Transformada Rápida de Fourier (FFT)^{171,172} a fin de aislar una actividad auricular y, dentro de esta, una actividad primordial en base al principio expresado por el propio Fourier: *toda señal periódica, sin importar cuán complicada parezca, puede ser reconstruida a partir de sinusoides, cuyas frecuencias son múltiplos enteros de una frecuencia fundamental, eligiendo las amplitudes y fases adecuadas*. FFT constituye un cálculo simplificado y eficiente de la función madre DFT (*Discreet Fourier Transform*), y es el habitualmente utilizado por los sistemas de computación. Expresadas formalmente, las diferentes Transformadas de Fourier¹⁷²:

a) **Discreta**

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-\frac{2\pi j}{N}kn} \quad k = 0, 1, 2, \dots, N - 1$$

b) **Continua**

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-2\pi jft} dt$$

c) **Inversa**, que permite la recuperación de la señal original a partir de la transformada de Fourier

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f)e^{2\pi jft} df,$$

siendo: N: número de elementos contenidos en $x(n)$

$x(n)$: señal discreta registrada

$x(t)$: señal continua registrada

$X(k)$: espectro en función de la frecuencia k discreta

$X(f)$: espectro en función de la frecuencia f continua

t : tiempo

f : frecuencia continua en Hz

$e^{-2\pi jfn/N}$ y $e^{-2\pi jft}$: fasores de sondeo discreto y continuo, respectivamente

(función de Kernel)

El empleo de la Transformada Rápida de Fourier (FFT: *Fast Fourier Transform*) para la detección de la señal auricular en DAF, depende significativamente de la longitud y contenido del registro analizado, una muestra dentro de la continua actividad eléctrica del individuo, íntimamente relacionado con la capacidad de resolución espectral. Por ello, es deseable que la longitud de segmento de registro analizada sea de al menos varios segundos para permitir la

adecuada identificación de la AA, para que ofrezcan una aceptable estimación de la variación de la frecuencia fibrilatoria. De hecho, en la mayoría de trabajos donde se aplican este tipo de métodos, los segmentos empleados no fueron inferiores a 4 segundos de duración.

Obtención de la Entropía Muestral (SampEn)

La Entropía Muestral (SampEn) es un método de estimación de la regularidad de la AA. Se trata de un índice no lineal aplicable a la FA dado que, el remodelado auricular presente en los pacientes en FA y el caos de la actividad fibrilatoria pueden ser asumidos como procesos no lineales. Entre otros índices no lineales aplicados, la Entropía Aproximada (ApEn: *Approximated Entropy*) fue asimismo aplicada para el estudio de la FA¹⁷³. Sin embargo, SampEn fue la que demostró mayor porcentaje de clasificación correcta de las características diferenciales de episodios de FA paroxística-crónica. SampEn mide el nivel de regularidad de las series. Así, permite cuantificar cuán predecibles son las series en función del número de veces que presentan patrones repetitivos. SampEn aparece como la evolución natural de ApEn con el ánimo de reducir el sesgo de este estimador¹⁷⁴.

La principal desventaja de SampEn, en comparación con otros índices de regularidad no lineales, es su gran dependencia de la longitud del registro. Asimismo, también presenta alta sensibilidad al ruido eléctrico y a la actividad ventricular residual que permanecen en la señal de AA tras la cancelación de la AV, por lo que se hace fundamental el acondicionamiento del registro con el preprocesado y la correcta cancelación QRST. Esto hace que este índice sea preferentemente aplicado a MAW. El operador SampEn explora series numéricas en busca de patrones similares y asigna valores numéricos a las secuencias. Grandes valores de SampEn indican alta complejidad matemática y, por consiguiente, irregularidad de los datos. Al contrario, bajos valores de SampEn indican baja complejidad y alta regularidad de la serie de datos. La computación de SampEn contempla, además de los elementos individuales de la serie, dos *inputs* adicionales: la longitud de los patrones de repetición, m ; y la ventana de tolerancia o criterio de similitud, r . SampEn refleja la probabilidad de que similares patrones de observaciones no se sigan de observaciones similares adicionales. Una serie temporal que contenga múltiples patrones repetitivos tiene una SampEn relativamente pequeña. Un proceso menos predecible, más complejo, tendrá valores de SampEn mayores.

De manera formal, SampEn se define como a continuación:

Sea $x(n)$ una serie numérica de longitud N que contiene $N - m + 1$ patrones $X_m(i)$; siendo $1 \leq i \leq N - m + 1$, con longitud m cada uno de los patrones. Así:

$$x(n) = [X_m(1), X_m(2), \dots, X_m(N - m + 1)] ,$$

donde

$$X_m(i) = [x(1), x(2), \dots, x(i + m - 1)]; \quad 1 \leq i \leq N - m + 1 .$$

La distancia d entre dos patrones dentro de la serie, $X_m(i)$ y $X_m(j)$, de longitud m se define como:

$$d[X_m(i), X_m(j)] = \max_{k=0, \dots, m-1} (|x(i+k) - x(j+k)|) .$$

Sea B_i el número de patrones de longitud m que quedan comprendidos en la distancia $d[X_m(i), X_m(j)] < r$, con $1 \leq j \leq N - m$, $j \neq i$; donde r es el factor que define el criterio de similaridad entre patrones. La proporción de patrones de la serie $x(n)$ de longitud m análogos a $X_m(i)$ es:

$$B_i^m(r) = \frac{1}{N - m - 1} B_i .$$

La media de estos $B_i^m(r)$ es la probabilidad de que dos patrones de $x(n)$ de longitud m cumplan que $d[X_m(i), X_m(j)] < r$:

$$B^m(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} B_i^m(r) .$$

De forma similar, se considera A_i como un número de patrones dentro de $x(n)$ de longitud $m + 1$ que quedan incluidos en la distancia $d[X_{m+1}(i), X_{m+1}(j)] < r$, con $1 \leq j \leq N - m$, $j \neq i$; $A_i^m(r)$ y $A^m(r)$ quedan definidos como:

$$A_i^m(r) = \frac{1}{N - m - 1} A_i; \quad 1 \leq N - m$$

$$A^m(r) = \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} A_i^m(r) ,$$

donde $A_i^m(r)$ es la probabilidad de que dos patrones en $x(n)$ de longitud $m + 1$ cumplan que $d[X_{m+1}(i), X_{m+1}(j)] < r$. Finalmente, SampEn se define como:

$$SampEn(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \left(- \ln \left[\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right] \right).$$

Para una secuencia finita de longitud N , su SampEn(m, r) se estima según el estadístico:

$$SampEn(m, r, N) = - \ln \left[\frac{A^m(r)}{B^m(r)} \right] .$$

SampEn habitualmente se computa para m iguales a 1 o 2, y r entre 0,1 y 0,25 veces la desviación estándar de la secuencia numérica. Esta normalización ofrece buena validez estadística de SampEn y la hace independiente de cualquier traslación o variación de escala, debido a que no se modifica a pesar de una magnificación o reducción uniforme y constante

de los valores de la serie^{173,175}.

Otros parámetros electrocardiográficos

Amén de los dos parámetros asociados a la organización de la señal anteriormente desarrollados (lineal: DAF; no lineal: SampEn) basados fundamentalmente en la frecuencia de la onda f, se describen otra serie de indicadores de la señal ECG, que pueden identificarse directamente y se correlacionan con el grado de organización de la arritmia. Este hecho los hace de alta aplicabilidad en la práctica clínica cotidiana al poder ser ponderados directamente sobre el registro en papel sin necesidad de computación compleja. No obstante, su identificación siempre es más recomendable sobre una señal preprocesada¹⁶⁰.

- **Variabilidad RR:** se trata de un signo indirecto de la organización de la FA, derivado del grado de remodelado y, por consiguiente, refractariedad del NAV. La FA de menor evolución demuestra presentar una conducción a ventrículo más irregular, presentando un rango de frecuencia ventricular mayor. Por el contrario, la conducción AV en la FA crónica es mucho más constante, llegando incluso a detectarse en la onda de pulso sin las irregularidades características. Este hecho surge fruto de la corrección por el propio sistema cardionector cardiaco de uno de los efectos deletéreos de la FA. Dado que dicha progresión de la refractariedad del NAV cursa de forma aproximadamente pareja a la evolución temporal de la arritmia y con ello al remodelado auricular, puede estar asociado al grado de organización de la arritmia.

- **Frecuencia cardiaca media:** parámetro asociado al anterior, explicado desde el principio anteriormente expuesto. La menor refractariedad del NAV se asocia, en FA de corta evolución, a conducción AV incrementada llegando a establecerse incluso en grado de taquicardia. En la FA crónica, por el contrario, aunque el número de estímulos que llegan al NAV es superior dado a que presenta frecuencias fibrilatorias más altas, el paso de la conducción a ventrículo es más restrictivo, producto de una refractariedad incrementada del NAV. Dada la irregularidad de los complejos RR, no es válido el análisis del tiempo transcurrido entre complejos QRS consecutivos en la determinación de la frecuencia cardiaca en la FA. Por ello, se aplicarán métodos como la cuantificación del número de complejos QRS en un periodo de tiempo, que cuanto mayor sea, mayor exactitud de medida ofrecerá.

- **Amplitud de la onda f**: este parámetro puede ponderarse directamente sobre la onda AA o sobre MAW. Su correlación con el grado de organización de la arritmia es potencialmente análogo al mostrado por SampEn y DAF, puesto que, al igual que ocurre con la frecuencia, existen modificaciones de la amplitud de los electrogramas según el remodelado auricular. Así, frecuencias mayores en FA de larga evolución, se asocian a frentes de onda de reentrada más cortos y con ello, electrogramas de amplitud más reducida. La FA de corta evolución cursa con reentradas de mayor longitud de onda, por lo que la frecuencia de la onda f es menor pero también será mayor la amplitud de la oscilación de la línea de base.

La amplitud se expresará como la media de los registros de AA en un periodo de tiempo seleccionado. Al emplearse una muestra de registro, este resultado será tanto más ajustado cuanto mayor sea el tiempo analizado. No obstante, al tratarse la onda de AA de una oscilación en torno a un eje, la cual asimismo puede incorporar artefactos como la desviación de la línea de base, la suma directa de los valores de amplitud podría falsear el resultado de la media al contrarrestarse valores positivos con negativos. Por ello, se prefiere expresar mediante la transformación por la raíz cuadrada de la media de los cuadrados. La media de los diferentes valores de amplitud al cuadrado garantiza la utilización de valores positivos que se corrige mediante la posterior aplicación de la raíz cuadrada, quedando el resultado de forma prácticamente idéntica a la utilización de los valores absolutos en el cálculo de la media. Dicha media, es una aproximación operativa de la amplitud de la onda f y recibe la denominación de **potencia de la onda f**, expresada como cantidad de energía por unidad de tiempo.

Aunque este parámetro puede considerarse de forma absoluta, consideramos que es más correcta su expresión de forma normalizada. La impedancia a la conducción eléctrica desde su génesis en el miocardio hasta la obtención del registro puede ser diferente según la conductividad tisular (íntimamente relacionada con el índice de masa corporal del paciente) y las propiedades del sistema (electrodos, sensibilidad interna). La conductividad será similar tanto para la actividad eléctrica auricular como ventricular, por lo que su expresión como valor relativo respecto de la amplitud de los complejos QRST, permitiría minimizar el efecto. No obstante, existen diferencias en masa ventricular entre individuos, particularmente con patología cardíaca quirúrgica, por lo que, la corrección también puede añadir errores a la medición.

Limitaciones en el proceso de registro

La utilización de parámetros de medida de los fenómenos electrofisiológicos que ocurren en el sustrato auricular comporta, por definición, una aproximación con diferente grado de ajuste a la realidad de su biología eléctrica y a los fenómenos clínicos que derivan de ella. Por ello, todos los parámetros descritos con anterioridad basados en el análisis de la señal electrocardiográfica, presentan limitaciones superiores a la de los registros invasivos electrofisiológicos, considerados como *gold standard* de comparación. No obstante, los parámetros de organización de señal basados en **SampEn** ($r > 0.9$; $p < 0.0001$), **DAF** ($r > 0.9$; $p < 0.0001$) y amplitud de la onda f expresada como **potencia** ($r > 0.7$; $p < 0.0001$) presentan correlaciones excelentes con registros invasivos en la experiencia de Rieta y Alcaraz et al¹⁵⁹.



METODOLOGÍA

2. METODOLOGÍA

2.1 JUSTIFICACIÓN

La ablación de la FA, como cualquier procedimiento invasivo, es exigible que se aplique bajo indicaciones consensuadas, con una probabilidad de éxito alta, que no incremente significativamente la morbilidad ni complejidad de la intervención, sobre todo si se aplica de forma concomitante a otro procedimiento, principal indicación del tratamiento quirúrgico. No obstante, si se revisa la evidencia recogida en las guías clínicas, documentos de consenso y literatura anteriormente desarrollados, dada la relativa juventud del procedimiento, su aplicación se rige por indicaciones poco específicas. Su beneficio sobre el tratamiento médico para el control del ritmo está consolidado pero aún hoy existen controversias por resolver como su superioridad respecto de la ablación percutánea, el esquema de control de ritmo frente a control de frecuencia y manejo farmacológico postoperatorio tras la ablación exitosa (retirada de anticoagulación oral, tratamiento antiarrítmico).

De esta forma, el principal criterio seguido en la práctica quirúrgica cotidiana consiste en llevar a cabo la ablación concomitante de la fibrilación auricular cuando se desee tratar al paciente por un esquema de control de ritmo, con razonable probabilidad de éxito y sin incrementar la morbilidad ni complejidad del procedimiento al que se asocia. Dentro de esta indicación, reside asimismo un amplísimo abanico de posibilidades terapéuticas en lo que respecta al patrón de ablación y técnica aplicada, hoy en día más extendida hacia el uso de fuentes de energía. Sin embargo, la evidencia científica al respecto es aún hoy deficiente para ofrecer orientación específica, quedando a la elección del cirujano y de la disponibilidad de dispositivos.

A lo anteriormente expuesto, se añade que, en la práctica clínica habitual y ya desde los albores del diseño del patrón Maze, este se desarrolló orientado a ser capaz de tratar cualquier reentrada supraventricular obviando por ello la necesidad de estudio electrofisiológico preoperatorio. Esta filosofía se mantiene en la actualidad, siendo minoritario el volumen de casos con estudio previo en la práctica cotidiana de nuestro medio, la mayoría de ellos procedentes de ablaciones percutáneas fallidas previas. El mapeo intraoperatorio, aunque aplicado en centros de referencia, queda restringido en la práctica para procedimientos de ablación electiva y fuera del uso de circulación extracorpórea, poco frecuente en la ablación concomitante.

La falta de especificidad de las indicaciones va pareja a la de contraindicaciones, que quedan en realidad a criterio del cirujano en el sentido de que la ablación no suponga un riesgo incrementado. A este efecto, la contraindicación del procedimiento vendría también dada según parámetros que pudiesen predecir una inaceptable probabilidad de éxito, preponderando entonces el principio de *primum non nocere*. La literatura al respecto ofrece un notable volumen de trabajos ya analizados con anterioridad que permiten predecir la recurrencia de la arritmia en base a criterios demográficos y clínicos. Aunque los resultados son coherentes en los diferentes trabajos, no son completamente concordantes por lo que no ha podido establecerse un consenso. Además, de igual forma que no se plantearía hoy en día la estrategia de revascularización de un paciente con cardiopatía isquémica en base a los defectos de contractilidad segmentaria o de cirugía valvular en base a las características del soplo a la auscultación, se continúa planteando la ablación de un fenómeno arrítmico sin valorar sus características electrofisiológicas.

La realización de la ablación quirúrgica en el contexto de una intervención de cirugía cardiaca, aun como procedimiento concomitante, comporta un incremento notable en el consumo de recursos y de los costes consiguientes. Sin embargo, diversos estudios económicos apoyan la eficiencia del mismo, incluso considerando las potenciales complicaciones que supongan estancias hospitalarias prolongadas/repetidas, consumo de fármacos, implante de marcapasos y la necesidad de cardioversiones propias de un esquema terapéutico de control de ritmo. La prevalencia alta de la FA en la población de nuestro medio y el hecho de que sea una de las principales causas directas de incapacidad (ictus, insuficiencia cardiaca congestiva) que suponen un gran consumo de recursos sanitarios hace que, aquellos casos que presentan resultados favorables y es posible prevenir las consecuencias de la arritmia per sé y la anticoagulación oral, compensen aquellos procedimientos sin resultado eficaz de la técnica o que incluso desarrollan complicaciones atribuibles directamente. Desde el punto de vista de un entorno sanitario moderno, toda intervención terapéutica debe perseguir ser eficiente aunando mejorar eficacia y costes. En base a este principio, el aporte de nueva evidencia que permita una mejor selección de pacientes permitiría optimizar la aplicación de la técnica a la población quirúrgica de nuestro medio, ofreciendo entonces máximo beneficio. A este respecto, la apuesta por el análisis preoperatorio de registros no invasivos permitiría aplicar el principio anteriormente mencionado de fundamentar la indicación terapéutica en parámetros electrofisiológicos desde un punto de vista eficiente. Así, el electrocardiograma de superficie constituye un registro habitualmente utilizado en la práctica clínica cotidiana, rápido en su obtención y análisis, sin coste añadido y cuyo aprovechamiento debe constituir la principal

fuentes de datos sobre las propiedades electrofisiológicas de la arritmia a tratar.

Por lo anteriormente expuesto, JUSTIFICO la necesidad de llevar a cabo una investigación que conduzca a incrementar el conocimiento en el campo de la ablación quirúrgica de la fibrilación auricular, con aplicabilidad a la práctica cotidiana, que permita mejorar la selección de pacientes candidatos así como la calidad y resultados del procedimiento.

2.2 HIPÓTESIS

La hipótesis del presente trabajo se apoya en el hecho de que los resultados de la ablación quirúrgica de la fibrilación auricular podrían tener gran dependencia del grado de remodelado auricular presente en el momento del tratamiento. Así, entendido como un fenómeno dual que comprende cambios tanto estructurales (anatómicos) como funcionales (eléctricos); el éxito de la realización de la ablación dependería de la suficiencia del patrón Maze, con los medios y técnicas actuales, para reorganizar la actividad eléctrica auricular y restablecer el ritmo sinusal. La identificación de parámetros clínicos y electrofisiológicos relacionados con el grado de evolución del remodelado podría permitir la predicción preoperatoria del éxito técnico de la ablación.

2.3 OBJETIVOS

Principal

- Desarrollar un *score* preoperatorio basado en parámetros clínicos y electrocardiográficos predictor del éxito de la ablación quirúrgica concomitante, aplicable a la práctica quirúrgica cotidiana.

Secundarios

- Estudio de remodelado auricular: relación entre los parámetros electrocardiográficos (remodelado eléctrico) y de crecimiento auricular (remodelado anatómico) entre sí y con parámetros clínicos que justifiquen su progresión.

- Aplicación del estudio del remodelado auricular a la predicción del éxito de la ablación quirúrgica concomitante.

- Validación del *score* predictivo sobre los modelos desarrollados de análisis del remodelado auricular.

2.4 DESCRIPCIÓN DE LA POBLACIÓN

Enfermos adultos >50 años, estables, sometidos de forma programada a intervención de cirugía cardíaca con circulación extracorpórea por cualquier causa común (valvulopatía y/o cirugía de revascularización coronaria), en FA crónica preoperatoria y considerados candidatos a tratamiento, de forma concomitante, mediante ablación intraoperatoria.

2.5 DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA

50 enfermos consecutivos, adultos >50 años, del área de salud 9 del Servicio Valenciano de Salud, intervenidos de forma programada de cirugía cardíaca con circulación extracorpórea por patología común (valvulopatía y/o cirugía de revascularización coronaria, fundamentalmente) en el Servicio de Cirugía Cardíaca del Consorcio Hospital General Universitario de Valencia entre mayo de 2010 y julio de 2011; presentando FA preoperatoria crónica y siendo considerados candidatos para ablación quirúrgica concomitante.

2.6 SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Criterios de inclusión

- Consentimiento voluntario del paciente de la inclusión en el estudio: previa información de la ausencia de cambios en el plan terapéutico, el carácter no invasivo de la obtención de registros y la finalidad de la utilización de los datos obtenidos. El estudio ha seguido los principios de la Declaración de Helsinki actualizada en la 59ª Asamblea General de la Asociación Médica Mundial (WMA) en Seúl (Corea) de octubre de 2008. Asimismo, el estudio ha sido aprobado por el Comité de Investigaciones Clínicas Experimentales en Sujetos Humanos de nuestra institución. No se ha elaborado un consentimiento informado adicional al no requerirse procedimientos invasivos ni cambios en el curso clínico-terapéutico del paciente, quedando integrada su realización en la práctica clínica convencional, epígrafe ya contenido en el

Consentimiento Informado para Cirugía Cardíaca del Consorcio Hospital General Universitario de Valencia.

- Presencia de actividad auricular en FA preoperatoria y/o posibilidad de haber adquirido un registro preoperatorio en el día previo o la mañana antes de la intervención en FA: criterio adaptado al protocolo habitual de funcionamiento del servicio en el que se desarrolla el estudio donde el grueso de los pacientes realiza su ingreso programado en la víspera de la intervención. Se considera el registro obtenido lo suficientemente próximo al presentado en el momento de la intervención quirúrgica al haber transcurrido, en la totalidad de casos menos de 12 horas hasta el momento de la cirugía.

- Sometidos a ablación quirúrgica concomitante de la FA por:

- abordaje de esternotomía media: abordaje convencional, común en la realización de cirugía concomitante, que permite la mejor exposición para la aplicación del patrón de ablación con la menor posibilidad de error técnico. Aunque en el medio donde se lleva a cabo el estudio se desarrolla cirugía mínimamente invasiva, incluidos casos de ablación de FA, no se dispone del mismo grado de experiencia que con el anterior abordaje, por lo que se no se consideró aceptar casos con otras características.

- bajo circulación extracorpórea: dado el carácter concomitante de la ablación realizada, con el grueso de casos sometidos a cirugía valvular. En aras de homogeneizar los resultados, se decidió incluir sólo pacientes con el procedimiento realizado bajo circulación extracorpórea que, asimismo, contribuye a la minimización de los errores técnicos.

- aplicando dispositivos basados en fuentes de energía alternativas de eficacia y reproductividad de resultados consolidada en la actualidad: crioablación y radiofrecuencia bipolar. La experiencia desarrollada en la vasta serie de casos del programa de ablación quirúrgica de arritmias cardíacas indica una similitud en los resultados de ambas fuentes. No obstante, en el análisis se tendrá en cuenta la posibilidad de funcionamiento como factor de confusión. La aplicación de uno u otro método se dejó siempre a elección del cirujano.

- ablación llevada a cabo por alguno de los 5 cirujanos integrantes del servicio con curva de aprendizaje superada para la aplicación de dichos dispositivos y realización de la técnica.

-
- Completado de seguimiento de ritmo auricular según protocolo detallado a continuación en 2.8 *Protocolo de estudio*.

Criterios de exclusión

- Falta de cumplimiento de alguno de los puntos contemplados en los criterios de inclusión.
- Ablación quirúrgica realizada de forma deficiente, incompleta o decisión por parte del cirujano responsable de aplicar un patrón de ablación diferente del completo biauricular tipo Maze III o IV: criterio que reitera la necesidad de homogeneizar la casuística incluida, a fin de independizar el grado de organización de la arritmia y los resultados obtenidos de factores de confusión introducidos en la inclusión de la muestra.
- Los éxitos durante el seguimiento no son excluidos del estudio.

2.7 DESCRIPCIÓN DE LOS INSTRUMENTOS

Sistema de registro de ECG de superficie

EKG master USB (TEPA, Inc., Ankara, Turquía) es un dispositivo para registro de electrocardiograma operado desde un ordenador personal para digitalización de la señal. El sistema está constituido por componentes de:

- Hardware: periférico (dimensiones 190 x 40 x 100 mm) para registro de electrocardiograma constituido por un dispositivo médico de clase II-BF con 12 canales de adquisición de electrocardiograma por derivaciones estándar I, II, III, aV_R, aV_L, aV_F, V₁-V₆. Alta compatibilidad con ordenador personal a través de puerto USB de 5V y 240 mA. Sensibilidad superior a 0.4 µV con una obtención de datos a 1000 muestras por segundo en cada canal y una frecuencia de respuesta de 300 Hz. Entrada a circuitos protegida frente a desfibrilador con alto nivel de aislamiento de corriente con menos de 10 µA de pérdida. Diseñado y producido de acuerdo a los estándares de seguridad del paciente EN60601-1.
- Software: *WinEKG Pro*® (TEPA, Inc., Ankara, Turquía) compatible con *Microsoft Windows*® 2000/XP (Microsoft® corporation, WA, USA). Permite la monitorización, adquisición y registro simultáneo en tiempo real de 12 canales según derivaciones de

electrocardiograma estándar. Visualización configurable de presentación de derivaciones en pantalla y posibilidad de impresión en diferentes formatos. Máxima duración de registro de 1 hora ininterrumpida. Modificación de escalas en pantalla y en impresión para voltaje entre 5-80 mm/mV y tiempo entre 10-100 mm/s. Filtros: Electromiográfico (EMG; 70 Hz bajo paso), de línea de base (0.5 Hz, alto paso), de línea de interferencia de red (50-60 Hz Notch).

Programa de análisis de señal ECG

MATLAB[®] (*MathWorks*[®], MA, USA), abreviatura de *MATrix LABoratory* (laboratorio de matrices) es un software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado con un lenguaje de programación propio (lenguaje M). Fue creado por Cleve Moler en 1984, surgiendo la primera versión con la idea de emplear paquetes de subrutinas escritas en Fortran en los cursos de álgebra lineal y análisis numérico, sin necesidad de escribir programas en

Matemáticas y Optimización	Modelado de punto fijo
Estadística y Análisis de datos	Modelado basado en eventos
Diseño de sistemas de control y análisis	Modelado físico
Procesado de señal y comunicaciones	Gráficos de simulación
Procesado de imagen	Diseño de sistemas de control y análisis
Pruebas y medidas	Procesado de señal y comunicaciones
Biología computacional	Generación de código
Modelado y análisis financiero	Prototipos de control rápido y SW/HW HIL
Desarrollo de aplicaciones	Tarjetas integradas
Informes y conexión a bases de datos	Verificación, validación y comprobación

Tabla 4. Campos y funciones de aplicabilidad del software matemático MATLAB[®].

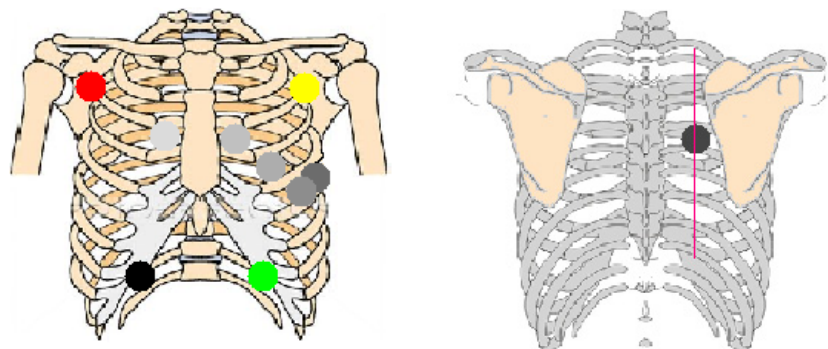
dicho lenguaje. El lenguaje de programación M fue creado en 1970 para proporcionar un sencillo acceso al software de matrices sin tener que usar Fortran. Entre sus prestaciones básicas se hallan: la manipulación de matrices, la representación de datos y funciones, la

implementación de algoritmos, la creación de interfaces de usuario y la comunicación con programas en otros lenguajes y con otros dispositivos hardware. Es un software muy usado en universidades y centros de investigación y desarrollo. En los últimos años ha aumentado el número de prestaciones, como la de programar directamente procesadores digitales de señal. No obstante, sus aplicaciones son muy extensas pudiendo abarcar campos muy variados que requieren abastecerse de una herramienta de análisis matemático complejo.

2.8 PROTOCOLO DE ESTUDIO

El diseño del protocolo de estudio se realizó desde el punto de vista de conseguir la máxima adaptabilidad a los protocolos de manejo clínico habitual de los pacientes quirúrgicos, a fin de permitir la máxima integración y aplicabilidad de los hallazgos obtenidos a la práctica cotidiana futura. La obtención de registros y recogida de datos se realizó asimismo de forma protocolizada estricta a fin de evitar pérdidas de casuística y datos que alienasen los resultados.

- Ingreso del paciente de forma programada entre 1 y 3 días previos a la intervención quirúrgica.
- Comprobación del cumplimiento de criterios de selección.
- Información al paciente de los objetivos del estudio, métodos y frecuencia de los registros, ausencia de cambios en el plan terapéutico inicialmente establecido. Obtención de su consentimiento informado.



Esquema 51. Protocolo de colocación de electrodos preablación. Vista anterior y posterior de la caja torácica, con las referencias anatómicas óseas para la colocación de los electrodos.

- Obtención del registro de electrocardiograma de superficie durante 3 minutos dentro de las 12 horas previas de la intervención. Disposición convencional de los electrodos a excepción del precordial V₆ que se cambia a posición V₉ con el fin de obtener un registro más directo de la actividad auricular izquierda al maximizar la proximidad a su topografía. El estudio de la actividad auricular derecha se realizará convenientemente con el análisis de las derivaciones precordiales de cara anterior V₁ y V₂.

- Administración del protocolo de tratamiento antiarrítmico perioperatorio, en la mayoría de casos, para evitar la discontinuación del tratamiento antiarrítmico (β -bloqueante o amiodarona/dronedarona) habitual y prevenir recurrencias postablación:

Continuación durante la víspera y la mañana previa a la intervención del tratamiento antiarrítmico habitual en caso de tenerlo y no haberlo suspendido.

De no seguir pauta de tratamiento o haberlo suspendido, se administrará según el tipo de cirugía predominante:

- Revascularización coronaria:

Atenolol 25-50 mg / 12-24 horas v.o. (vía oral)

ó

Bisoprolol 2.5-5 mg /12-24 horas v.o.

En caso de contraindicación de tratamiento β -bloqueante o de ser insuficiente para el control de la respuesta cronotrópica/arritmogenicidad: Amiodarona 200 mg / 24 horas v.o.

- Sustitución valvular aórtica:

Atenolol 25-50 mg / 12-24 horas v.o.

ó

Bisoprolol 2.5-5 mg /12-24 horas v.o.

En caso de contraindicación de tratamiento β -bloqueante o de ser insuficiente para el control de la respuesta cronotrópica/arritmogenicidad: Amiodarona 200 mg / 24 horas v.o.

- Sustitución o reparación valvular mitral/tricúlide/congénita:

Amiodarona 200 mg / 24 horas v.o.

En caso de contraindicación de tratamiento con Amiodarona:

Atenolol 25-50 mg / 12-24 horas v.o.

ó

Bisoprolol 2.5-5 mg /12-24 horas v.o.

ó

Sotalol 20-40 mg /12-24 horas v.o.

- Intervención quirúrgica y ablación intraoperatoria de la FA concomitante:

- Ablación por patrón completo biauricular tipo Maze III o IV, bajo circulación extracorpórea.
- Aplicación de fuentes de energía tipo crioblación o radiofrecuencia bipolar según elección del cirujano.
- Abordaje auricular izquierdo: generalmente realizado bajo pinzado aórtico y cardioplejia, con cavidades vacías, hipotermia moderada y por esquema:
 - Crioblación: aplicaciones de 2 minutos con criocatóter (*Cryoflex*®, *ATS Medical, Inc., MN, USA*) de argón por abordaje endocárdico puro.
 - Radiofrecuencia bipolar: 3-4 aplicaciones de pinza (*Cadioablate*®, *Medtronic*®, *MN, USA*) repetidas por línea, confirmando alta impedancia de conducción mediante parámetros del dispositivo, desde un abordaje epicárdico puro en el aislamiento de venas pulmonares y endo-epicárdico en el resto del patrón.
- Abordaje auricular derecho: generalmente realizado en circulación extracorpórea sin pinzado aórtico, con cavidades llenas, normotermia y por esquema:
 - Crioblación: epicárdico exclusivo
 - Radiofrecuencia bipolar: endo-epicárdico por patrón radial pivotando desde bolsa de tabaco realizada en la aurícula derecha para colocación de la cánula de cardioplejia retrógrada.
- Exclusión de apéndice auricular izquierdo, a criterio del cirujano, por sutura endocavitaria o ligadura externa.
- Inicio precoz de pauta de tratamiento v.o. antiarrítmico análogo al administrado en la profilaxis preoperatoria. Dicho tratamiento es modulado en la estancia postoperatoria, siendo dado de alta con el mismo asociado a anticoagulación oral, independientemente del ritmo auricular.

- Vigilancia diaria del ritmo auricular en UCI y sala de hospitalización incluyendo la realización de nuevos registros de identificarse cambios en el mismo. En los casos de recurrencia de FA/flutter en el postoperatorio, se aplicó:

- Cardioversión eléctrica en caso de detectarse compromiso hemodinámico.

- Cardioversión farmacológica con protocolo de:

Amiodarona 150 mg en 100 c.c. de suero glucosado i.v.

+

Amiodarona 5 x 150 mg en 500 c.c. de suero glucosado en perfusión continua i.v. a 21 mL/h

administrado dentro de las 6 horas siguientes al inicio de la clínica/identificación de la arritmia a la exploración o realización de control de electrocardiograma. De no ser eficaz y existir respuesta ventricular controlada y ausencia de sintomatología, el paciente es dado de alta con ritmo auricular en FA y la pauta de tratamiento antiarrítmico y anticoagulación v.o. correspondientes.

- Seguimiento ambulatorio mínimo en consultas externas en intervalos establecidos por protocolo entre 1 y 3 meses postoperatorio (periodo de *blanking*), a los 6 meses y al año¹⁵⁷, obteniéndose registros clínico del ritmo auricular mediante electrocardiograma de superficie. El seguimiento a partir del año natural tras la inclusión seguiría un patrón con menor regularidad incluyendo citas para registro ambulatorio cada 3-6 meses. En dicho seguimiento se llevaría a cabo la revisión de la pauta farmacológica y programación de cardioversión eléctrica para aquellos casos con recurrencia de la FA presente a partir de los 3 primeros meses postablación.

2.9 ANÁLISIS DE LA SEÑAL ECG

Los fundamentos del análisis ya se especificaron con anterioridad en el apartado anterior 1.5.2 *Análisis del registro de actividad auricular*. La metodología seguida se llevó a cabo de forma ordenada, análoga a como se realizó la exposición previa y como refleja la Figura 28. El preprocesado fue llevado a cabo con los filtros incorporados al software del sistema de

registro *WinEKG Pro*[®]. El resto del análisis se efectuó por pasos ordenados hasta la obtención de los diferentes parámetros de organización de la señal de actividad auricular.

2.10 ANÁLISIS MATEMÁTICO-ESTADÍSTICO

El análisis estadístico se realizó utilizando el *Statistic Pack for Sociologic Studies 19.0 (SPSS*[®], *IBM Statistics*[®], *IBM*[®], NY, USA). Asimismo, se utilizaron herramientas de apoyo para elaboración de gráficas y tablas por medio de *Microsoft Office*[®] *Excel*[®] 2007 (*Microsoft corporation*[®], WA, USA). El análisis estadístico fue llevado a cabo de forma secuencial y retrospectiva como se describe en los apartados a continuación. La exposición se realizará desde un punto de vista teórico, extendiéndose de forma más pragmática en el apartado de resultados a la vista de los resultados obtenidos y las posibilidades de análisis a llevar a cabo.

Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables

Los datos demográficos, clínicos y electrocardiográficos fueron recogidos en el pre, postoperatorio y seguimiento ambulatorio, prospectivamente según el protocolo descrito con anterioridad. Para ello, fue empleada una Hoja de Registro (ver 7.6 *Apéndice VI: Hoja de recogida de datos*) funcionando como plantilla para cada uno de los pacientes, de donde los datos fueron posteriormente recuperados para su análisis. Las variables consideradas, su naturaleza y definición son descritas a continuación. En lo que respecta a la naturaleza de las variables, se consideraron las siguientes categorías:

- Variables de referencia: con datos identificativos del paciente, exclusivos de cada uno de los individuos y que cumplen la doble misión de permitir su identificación a la vez que permiten la recuperación de información de las diferentes registros hospitalarios disponibles en formato papel o informatizado. Estas variables se consideran confidenciales, pudiendo disponer de las mismas exclusivamente el autor y directores del trabajo, no haciéndose explícitas en ningún apartado ni incluyéndose en el análisis estadístico.
- Variables informativas: variables de cadena de palabras, que complementan a otra variable a la que se asocian. Son minoritarias y, de presentar un volumen suficiente de datos, serían codificadas e incluidas en el análisis.

- VARIABLES CUANTITATIVAS: variables numéricas continuas, sometidas en el análisis a los métodos de contraste de hipótesis adecuados según su naturaleza. Son expresadas como media \pm desviación estándar. Algunas variables fueron ajustadas considerándose cuantitativas sin contemplarse los valores intermedios entre unidades enteras (ej. *Edad*, *NYHA*). Aquellas en las que se aplicó el redondeo, se llevó a cabo, en general, a la centésima; por defecto para valores ≤ 0.004 y por exceso para valores ≥ 0.005 . (ej. por defecto: *Eco: AI* 43.274 pasa a 43.27; ej. por exceso: *Edad*: 70.577 pasa a 70.58). En el caso de los parámetros electrocardiográficos entropía muestral (SampEn), frecuencia auricular dominante (DAF) y potencia de la señal eléctrica, el resultado se expresó con 4 cifras decimales, ajustado el redondeo por defecto o por exceso en base a la misma regla anterior en la diezmilésima.

- VARIABLES CUALITATIVAS: variables categóricas o numéricas discretas, sometidas en el análisis a los métodos de contraste de hipótesis adecuados según su naturaleza. Son expresadas como frecuencias o proporción dentro de la serie global y/o del subgrupo particular. Algunas de las variables con naturaleza cuantitativa fueron incluidas en el análisis como variables cualitativas definiendo un punto de corte; basado en criterios anteriormente comunicados en la literatura, o por análisis interno dentro de la serie; quedando como dicotómicas según el cumplimiento o no de la condición descrita (ej. *Edad*, *Eco: AI*). En el caso de las variables dicotómicas tipo sí/no, se consideró por consenso 1: sí, 0: no.

Variable	Naturaleza	Definición
VARIABLES PREOPERATORIAS I Variables demográficas y somatométricas		
Nombre	Referencia	Nombre y dos apellidos del paciente
NHC	Referencia	Número de historia clínica (NHC) en el Hospital General Universitario de Valencia
Edad	Cuantitativa	Edad del paciente en el momento de la intervención quirúrgica
	Cualitativa	Edad del paciente en años en el momento de la intervención quirúrgica < o ≥ punto de corte (% ≥ punto de corte)
Sexo	Cualitativa	Masculino: H o femenino: M (% de mujeres)
Peso	Cuantitativa	Peso medido el día previo a la intervención quirúrgica, en kilogramos (Kg)
Talla	Cuantitativa	Talla medida el día previo a la intervención quirúrgica, en centímetros (cm)
IMC	Cuantitativa	Índice de masa corporal (IMC) por fórmula de Quetelet (Kg/m ²)
	Cualitativa	Índice de masa corporal (IMC) por fórmula de Quetelet < o ≥ punto de corte (% ≥ punto de corte)
SC	Cuantitativa	Superficie corporal (SC) por fórmula de Mosteller (m ²)

VARIABLES PREOPERATORIAS II Factores de riesgo cardiovascular		
Tabaquismo	Cualitativa	Haber presentado hábito tabáquico, activo o no en el momento de la intervención quirúrgica (%)
HTA	Cualitativa	Diagnóstico preoperatorio de hipertensión arterial (HTA), independientemente de tratamiento farmacológico y grado de control (%)
DL	Cualitativa	Diagnóstico preoperatorio de dislipemia (DL) hipercolesterolemia, independientemente de tratamiento farmacológico y grado de control (%)
DM	Cualitativa	Diagnóstico preoperatorio de diabetes mellitus (DM), independientemente de tipo, tratamiento y grado de control (%)
IRC	Cualitativa	Diagnóstico preoperatorio de insuficiencia renal crónica (IRC) o presencia de cifras de creatininemia repetidamente alteradas, independientemente del estadio (%)
EPOC	Cualitativa	Diagnóstico preoperatorio de enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), alteración compatible en los resultados de las pruebas funcionales respiratorias o cumplimiento de

		critérios clínicos; independientemente de tratamiento y grado de control (%)
EAP-ECV	Cualitativa	Diagnóstico preoperatorio de enfermedad arterial periférica (EAP) de miembros inferiores y/o carotídea, independientemente del tratamiento, grado de LaFontaine y/o eventos cerebrovasculares (ECV) registrados (%)
Embolia-ACV	Cualitativa	Registro clínico de episodios de accidente cerebrovascular (ACV) cardioembólico (%)

VARIABLES PREOPERATORIAS III Riesgo quirúrgico		
EuroSCORE log	Cuantitativa	Puntuación de EuroSCORE logístico (%)
EuroSCORE ad	Cualitativa	Puntuación de EuroSCORE aditivo < o ≥ punto de corte (% ≥ punto de corte)
	Cuantitativa	Puntuación de EuroSCORE aditivo

VARIABLES PREOPERATORIAS IV Situación clínica preoperatoria y tratamiento		
NYHA	Cualitativa y cuantitativa	Grado de disnea según la New York Heart Association (NYHA): I, disnea no limitante o a grandes esfuerzos; II, disnea a moderados esfuerzos equivalentes a superar subir dos pisos de escalera o deambular alrededor de una manzana; III, disnea a pequeños esfuerzos incapacitante para subir dos pisos de escalera o deambular alrededor de una manzana; IV, disnea de reposo o a mínimos esfuerzos
Evolución FA	Cuantitativa	Tiempo en años de diagnóstico de FA y/o de haber seguido tratamiento con anticoagulación oral
	Cualitativa	Tiempo en años de diagnóstico de FA y/o de haber seguido tratamiento con anticoagulación oral < o ≥ punto corte (% ≥ punto de corte) Tiempo en años de diagnóstico de FA y/o de haber seguido tratamiento con anticoagulación oral distribuido en clusters clínicamente significativos (%)
Control ritmo/control FC	Cualitativa	Estrategia terapéutica de manejo de la FA en el momento de la intervención quirúrgica: control de ritmo, tratando de mantener el RS; o control de frecuencia cardíaca (FC) de la FA (%)
Preop betabloqueantes	Cualitativa	Tratamiento ininterrumpido hasta la intervención quirúrgica con beta-bloqueantes (%)

Preop amiodarona	Cualitativa	Tratamiento ininterrumpido hasta la intervención quirúrgica con amiodarona (o dronedarona) (%)
Preop digoxina	Cualitativa	Tratamiento ininterrumpido hasta la intervención quirúrgica con digoxina (%)
Preop ACO	Cualitativa	Tratamiento seguido hasta la intervención quirúrgica con anticoagulantes orales (ACO) dicumarínicos, interrumpido con motivo de la misma (%)
CVE previa	Cualitativa	Cardioversión eléctrica (CVE) previa a la intervención quirúrgica, por cualquier indicación (%)
EEF previo	Cualitativa	Estudio electrofisiológico (EEF) previo a la intervención quirúrgica, en relación o independientemente de realizarse ablación quirúrgica de la FA (%)

VARIABLES PREOPERATORIAS V Variables ecocardiográficas		
Diámetro AI	Cuantitativa	Diámetro antero-posterior auricular izquierdo (AI) por ecocardiografía transtorácica (mm)
	Cualitativa	Diámetro antero-posterior auricular izquierdo por ecocardiografía transtorácica < o ≥ punto corte (% ≥ punto de corte)
FE%	Cuantitativa	Fracción de eyección (FE%) ventricular izquierda determinada por ecocardiografía transtorácica (método de Simpson o Teichholz)
	Cualitativa	Fracción de eyección (FE%) ventricular izquierda determinada por ecocardiografía transtorácica (método de Simpson o Teichholz) (%) < o ≥ punto de corte (% ≥ punto de corte)
FA%	Cuantitativa	Fracción de acortamiento (FA%) ventricular izquierda determinada por ecocardiografía transtorácica (%)
DTDVI	Cuantitativa	Diámetro telediastólico antero-posterior del ventrículo izquierdo (DTDVI) determinado por ecocardiografía transtorácica (mm)
DTSVI	Cuantitativa	Diámetro telesistólico antero-posterior del ventrículo izquierdo (DTSVI) determinado por ecocardiografía transtorácica (mm)
DTDVD	Cuantitativa	Diámetro telediastólico antero-posterior del ventrículo derecho (DTDVD) determinado por ecocardiografía transtorácica (mm)
PSAP	Cuantitativa	Presión sistólica de la arteria pulmonar (PSAP), determinada por ecocardiografía transtorácica (mmHg)

VARIABLES PREOPERATORIAS VI Diagnóstico de la cardiopatía concomitante		
EAC	Cualitativa	Presencia de enfermedad arterial coronaria (EAC) significativa, susceptible o no de revascularización quirúrgica (%)
	Cualitativa	Enfermedad arterial coronaria significativa expresando el número de vasos afectados: 0, 1, 2, 3 (%)
Válvulas enfermas	Cuantitativa	Número de válvulas sometidas a tratamiento quirúrgico concomitante (%)
Valvulopatía aórtica	Cualitativa	Presencia de disfunción valvular aórtica (VA) en cualquier grado (%)
Disfunción VA	Cualitativa	Disfunción valvular aórtica: I, insuficiencia; E, estenosis; D, doble lesión (%)
Grado VA	Cualitativa	Grado de la disfunción valvular aórtica: I, leve; II, moderado; III moderado-severo; IV, severo (%)
Etiología VA	Cualitativa	Etiología de la disfunción valvular: E, endocarditis infecciosa; R, valvulopatía reumática; F, funcional por dilatación anular y/o unión sino-tubular; D, degenerativa (%)
Valvulopatía mitral	Cualitativa	Presencia de disfunción valvular mitral (VM) en cualquier grado (%)
Patología VM	Cualitativa	Disfunción valvular mitral: I, insuficiencia; E, estenosis; D, doble lesión (%)
Grado VM	Cualitativa	Grado de la disfunción valvular mitral : I, leve; II, moderado; III moderado-severo; IV, severo (%)
Etiología VM	Cualitativa	Etiología de la disfunción valvular: E, endocarditis infecciosa; R, valvulopatía reumática; F, funcional por dilatación anular y/o ventricular (tipo I o III de Carpentier); D, degenerativa; I, isquémica funcional por retracción de músculo papilar infero-posterior (IIIB de Carpentier) (%)
Valvulopatía tricúspide	Cualitativa	Presencia de disfunción valvular tricúspide (VT) en cualquier grado (%)
Patología VT	Cualitativa	Disfunción valvular aórtica: I, insuficiencia; E, estenosis; D, doble lesión (%)
Grado VT	Cualitativa	Grado de la disfunción valvular aórtica : I, leve; II, moderado; III moderado-severo; IV, severo (%)
Etiología VT	Cualitativa	Etiología de la disfunción valvular: E, endocarditis infecciosa; R, valvulopatía reumática; F, funcional por dilatación anular; D, degenerativa (%)
Patología otra	Informativa	Otro tipo de cardiopatía quirúrgica diagnosticada en la intervención (%)

VARIABLES PREOPERATORIAS VII Parámetros electrocardiográficos		
DAF	Cuantitativa	Mejor registro de la frecuencia auricular dominante (DAF) de actividad auricular en la derivación V1 o V9 (Hz)
	Cualitativa	Mejor registro de la frecuencia auricular dominante del registro de actividad auricular en la derivación V1 o V9 < o ≥ punto de corte (% ≥ punto de corte)
SampEn	Cuantitativa	Mejor registro de la entropía muestral (SampEn) del registro de actividad auricular en la derivación V1 o V9
	Cualitativa	Mejor registro de la entropía muestral del registro de actividad auricular en la derivación V1 o V9 < o ≥ punto de corte (% ≥ punto de corte)
Potencia	Cuantitativa	Mejor registro de la amplitud de la onda de actividad auricular expresada como raíz cuadrada del cuadrado del valor normalizado en la derivación V1 o V9 (ver 1.5 <i>Registro y análisis de la actividad eléctrica/Análisis de la actividad auricular/amplitud de onda f</i>) (J/s)
	Cualitativa	Mejor registro de la amplitud de la onda de actividad auricular expresada como raíz cuadrada del cuadrado del valor normalizado en la derivación V1 o V9 < o ≥ punto de corte (% ≥ punto de corte)

VARIABLES INTRAOPERATORIAS		
Fecha cirugía	Referencia	Fecha de intervención quirúrgica
Redo	Cualitativa	Reoperación de cirugía cardiaca (%)
Nº válvulas intervenid.	Cuantitativa	Nº de procedimientos quirúrgicos valvulares llevados a cabo en cada paciente
Cirugía previa	Informativa	Tipo de reoperación y año de cirugía cardiaca previa
Cirugía VA	Cualitativa	Pacientes sometidos a cirugía valvular aórtica (%)
	Cualitativa	Técnica realizada sobre válvula aórtica: S, sustitutiva; R, reparativa (%)
Prótesis VA	Cualitativa	En el caso de las sustituciones valvulares, implante de prótesis B, biológica o M, mecánica (%)
Cirugía VM	Cualitativa	Pacientes sometidos a cirugía valvular mitral (%)
	Cualitativa	Técnica realizada sobre válvula mitral: S, sustitutiva; R, reparativa (%)
Prótesis VM	Cualitativa	Tipo de implante llevado a cabo en la cirugía valvular mitral: A, anuloplastia con anillo protésico; B, prótesis biológica; M, prótesis mecánica (%)

Cirugía VT	Cualitativa	Pacientes sometidos a cirugía valvular tricúspide (%)
	Cualitativa	Técnica realizada sobre válvula tricúspide: S, sustitutiva; R, reparativa (%)
Prótesis VT	Cualitativa	Tipo de implante llevado a cabo en la cirugía valvular tricúspide: A, anuloplastia con anillo protésico; DV, anuloplastia de De Vega; B, prótesis biológica; M, prótesis mecánica (%)
Cirugía BPC	Cualitativa	Realización de cirugía de bypass coronario (BPC) (%)
	Cuantitativa	Número de injertos coronarios realizados (%)
Cirugía otra	Informativa	Otro tipo de cardiopatía quirúrgica tratada en la intervención
Cardiopatía reumática	Cualitativa	Presencia de afectación de alguna de las válvulas cardiacas por enfermedad reumática por confirmación intraoperatoria y/o antecedentes clínicos de la misma.
Maze: tipo	Cualitativa	Patrón de ablación realizado: Maze III o Maze IV (%)
Maze: FE	Cualitativa	Fuente de energía (FE) utilizada en la ablación: radiofrecuencia bipolar o crioablación monopolar (%)
Exclusión OI	Cualitativa	Exclusión intraoperatoria del apéndice auricular izquierdo u orejuela izquierda (OI) (%)
Exclusión OI: endo/epi	Cualitativa	Método de exclusión intraoperatoria del apéndice auricular izquierdo: ligadura epicárdica o sutura endocárdica (%)
Reducción A	Cualitativa	Aplicación de técnicas de resección de tejido auricular para reducción de volumen, particularmente en la izquierda (%)

VARIABLES POSTOPERATORIAS		
CVE postop	Cualitativa	Aplicación de cardioversión eléctrica (CVE) en el contexto del postoperatorio precoz en UCI o sala, bajo indicación adecuada (%)
CVE postop: eficacia	Cualitativa	Eficacia de la cardioversión eléctrica aplicada en el contexto del postoperatorio precoz en UCI o sala (%)
CVF postop	Cualitativa	Aplicación de cardioversión farmacológica (CVF) en el contexto del postoperatorio precoz en UCI o sala, bajo indicación adecuada (%)

CVF postop: fármaco	Cualitativa	Tipo de fármaco empleado en la cardioversión farmacológica indicada en el postoperatorio precoz en UCI o sala (%)
CVF postop: eficacia	Cualitativa	Eficacia de la cardioversión farmacológica aplicada en el contexto del postoperatorio precoz en UCI o sala (%)
Ritmo al alta	Cualitativa	Ritmo auricular al alta hospitalaria: FA o RS (% de RS)
Postop betabloqueantes	Cualitativa	Tratamiento durante el seguimiento con betabloqueantes (%)
Postop amiodarona	Cualitativa	Tratamiento durante el seguimiento con amiodarona (o dronedarona) (%)
Postop sotalol	Cualitativa	Tratamiento durante el seguimiento con sotalol (%)
Postop digoxina	Cualitativa	Tratamiento durante el seguimiento con digoxina (%)
Postop ACO	Cualitativa	Tratamiento durante el seguimiento con anticoagulantes orales dicumarínicos (%)
Morbilidad	Informativa	Tipo de morbilidad postquirúrgica presentada en el postoperatorio precoz. Posteriormente sería desglosada y analizada. Se recoge cualquier morbilidad aparecida consecuencia directamente atribuible a la ablación o indirectamente relacionada con la cirugía cardiaca concomitante llevada a cabo así como los insultos en relación al uso de la circulación extracorpórea y tratarse de una cirugía mayor torácica (%)
Éxito	Cuantitativa	Fallecimiento, por cualquier causa, registrado en el periodo de estudio. Registro de meses desde la intervención quirúrgica y causa (%)
Ritmo en seguimiento	Cualitativa	Ritmo auricular durante el seguimiento al cierre del estudio: FA o RS. Aquellos casos que mantuvieron RS sostenido más allá del <i>blanking period</i> durante el seguimiento completo, fueron considerados ablación exitosa (% de RS)

Definición de grupos de estudio

Se definieron dos grupos de estudio principales atendiendo a los objetivos marcados con anterioridad, teniendo en cuenta los resultados de los registros de ritmo cardiaco determinados durante el seguimiento hasta el cierre del estudio, recogidos en la variable *Ritmo en el seguimiento*. Por ello, se codificó la variable *Éxito ablación* a partir de la anterior considerándose:

- **Ablación exitosa:** en aquellos casos que mantuvieron actividad auricular sostenida en ritmo sinusal a partir del *blanking period*, durante todo el periodo de seguimiento hasta el cierre del estudio.
- **Ablación no exitosa:** en aquellos casos que no recuperaron el RS tras la ablación o que, tras recuperarlo, sufrieron recurrencia de la FA en al menos un registro a partir del *blanking period*, durante todo el periodo de seguimiento hasta el cierre del estudio.

La valoración del ritmo en el seguimiento se realizó superado el periodo del *blanking*. No se consideró a efectos de *Éxito de ablación* los cambios de ritmo auricular espontáneos ni la recuperación o no de RS tras cardioversión eléctrica durante el periodo de *blanking*. La aplicación de cardioversión eléctrica a lo largo del seguimiento se consideró como ablación no exitosa, independientemente del resultado obtenido.

Contraste de hipótesis

Previo a la realización del contraste de hipótesis, se comprobó la bondad de ajuste de las variables a la distribución normal aplicando el test de Kolmogorov-Smirnov. Con error $\alpha = 0.05$, aquellas consideradas paramétricas fueron sometidas a la prueba t de Student en caso de ser cuantitativas, quedando para variables cualitativas el test de χ^2 . El análisis de las variables no paramétricas se llevó a cabo por medio del test de Wilcoxon para las variables cuantitativas, y el test exacto de Fisher para las variables cualitativas. Para los pares de variables cuantitativas se obtuvo el índice de correlación lineal de Pearson (r). Para todos los test se consideró un nivel de significación estadística de $p < 0.05$.

El contraste de hipótesis se realizó en dos estadios:

1. Comprobación de la comparabilidad de los grupos de estudio principales en base a la ausencia/presencia de mínimas diferencias estadísticamente significativas en los grupos de variables: *Factores de riesgo cardiovascular, Riesgo quirúrgico, Situación clínica y Tratamiento preoperatorios*; preliminarmente, demostrándose independencia del éxito/fracaso de la ablación.
2. **Análisis univariante:** identificación de aquellas variables pre, intra y postoperatorias significativamente asociadas con éxito en el procedimiento de ablación quirúrgica de la FA en el cierre del seguimiento.

Modelo multivariante de regresión logística

Las variables halladas en el análisis univariante con nivel de significación $p < 0.05$, fueron incluidas en un modelo multivariante de regresión logística. Este fue generado por pasos sucesivos donde la entrada y salida de variables se estableció para valores de $p < 0.05$ y ≥ 0.10 , respectivamente. Las variables incluidas en el mismo fueron expresadas junto a su *odds ratio* (OR), determinando el peso relativo en el modelo, siendo:

$$OR = e^{\beta_i}$$

donde β_i corresponde al coeficiente en el modelo de regresión multivariante asignado a la variable x_i .

Posteriormente se obtuvo la curva ROC (*receiver operating characteristic*) y el estadístico de AUC (*area under curve*) que permitió ponderar la capacidad discriminativa del modelo.

La obtención de dicho modelo se orientó hacia la elaboración del score preoperatorio por lo que, a efectos prácticos, las variables continuas con $p < 0.05$ en el análisis multivariante fueron recodificadas como dicotómicas al fijarse un punto de corte discriminador del resultado del ritmo postablación al cierre del seguimiento, previo a su introducción en el modelo. Se obtuvieron los valores de sensibilidad, especificidad y predictivos para el punto de corte de cada uno de dichos parámetros obtenido de su correspondiente curva ROC. Dichos puntos de corte fueron asimismo aprovechados con posterioridad en el análisis.

Elaboración de score preoperatorio

Asumiendo la aplicación de los coeficientes β_i obtenidos del modelo anterior, distribuidos en una ecuación F tal como:

$$F = \alpha + \beta_1x_1 + \beta_2x_2 + \beta_3x_3 + \dots + \beta_{n-1}x_{n-1} + \beta_nx_n ;$$

donde α es la constante del modelo y β_i es el coeficiente en el modelo de regresión logística correspondiente a cada una de las variables x_i que resultaron incluidas. Se adjudicó la puntuación para constituir el *score* preoperatorio tratando de mantener el peso proporcional de la relación de cada variable dependiente x_i con la independiente *Éxito ablación*. Por ello, se decidió, de forma análoga a la metodología empleada para la elaboración de *scores* clínicos por otros autores¹⁷⁶ y de acuerdo con los valores β_i y las correspondientes OR obtenidas en el análisis, aplicar alguna metodología ya descrita que permitiese ajustar la puntuación asignada a valores naturales enteros, en aras de mejorar su aplicabilidad práctica.

Una vez elaborado, se asignó la puntuación correspondiente a cada uno de los individuos del estudio con el fin de establecer la capacidad predictiva del modelo por medio de la correspondiente curva ROC y su estadístico AUC así como se determinó el punto de corte óptimo de la puntuación que mejor discriminase el éxito de la ablación.

Estudio del remodelado auricular

Sólo se incluirían variables en íntima relación con el remodelado auricular tenido en cuenta, como se expresó con anterioridad, como un proceso dual cuyos elementos, anatómico y funcional, habitualmente pero no de forma necesaria, deben ir parejos en la evolución de la historia natural de la enfermedad.

En la valoración del remodelado anatómico fue elegida la variable *Eco: AI*, dado que constituye un parámetro habitualmente manejado en la práctica clínica que permite orientar a cerca de la principal manifestación estructural anatómica en la evolución de la FA: la dilatación de la cámara auricular izquierda.

Asimismo se incluyeron otras variables clínicas asociadas a este factor como fueron la edad, tiempo de evolución de la arritmia (registrado en la historia clínica o aproximado con el tiempo en seguimiento de anticoagulación oral por dicha causa), entre otras.

En lo que respecta al remodelado eléctrico, fueron tenidos en cuenta los diferentes parámetros electrocardiográficos analizados a partir de los registros electrocardiográficos obtenidos preoperatoriamente: *DAF*, *SampEn* y *potencia*.

El análisis se llevaría a cabo en diferentes pasos sucesivos y se orientaría con finalidades prácticas de predicción del éxito de la ablación, satisfaciendo los objetivos inicialmente planteados para el presente trabajo:

1. Inicialmente se obtuvieron los índices de correlación lineal (r de Pearson) entre todos los posibles pares de variables anteriormente mencionados así como los correspondientes diagramas de dispersión. Fueron consideradas correlaciones con intensidad:
 - leve con valores $r < |0.3|$,
 - moderada con $|0.3| \leq r < |0.7|$ y
 - fuerte con $r \geq |0.7|$;con significación estadística $p < 0.05$.
2. De aquellos pares de variables con un $r \geq |0.5|$, se obtuvo la correspondiente recta de regresión lineal.
3. Posteriormente, se realizaron diferentes combinaciones de los anteriores resultados, analizando:
 - a. La progresión de los componentes de remodelado auricular anatómico y eléctrico en función de las variables clínicas-temporales: edad y tiempo de evolución de la arritmia.
 - b. La relación de los componentes de remodelado anatómico y eléctrico entre sí en función de las variables temporales.
 - c. Los factores clínicos relacionados con la progresión del remodelado auricular a lo largo del tiempo, considerando sus componentes anatómico y eléctrico por separado; suponiendo que los datos recogidos de los pacientes estudiados constituyen un continuo de progresión de la historia natural del remodelado auricular asociado a cardiopatía estructural en diferentes estadios de evolución.
4. Posteriormente, se recuperaron los anteriores diagramas de dispersión de las variables relacionadas con el remodelado auricular sobre los que se extrapolaron los puntos de corte obtenidos para el diseño del modelo multivariante y el *score* predictivo así como los resultados de la variable *Éxito ablación*. La capacidad predictiva de los modelos gráficos obtenidos fue calculada según la correspondiente curva ROC.

5. Finalmente, la puntuación obtenida para cada caso incluido en el estudio por el *score* predictivo desarrollado fue extrapolada sobre el/los mejor/es modelo/s gráficos, a fin de validar la congruencia de ambos esquemas.



RESULTADOS

3. RESULTADOS

3.1 INTRODUCCIÓN

En el presente apartado se realizará una exposición razonada y progresiva de los resultados de análisis de los datos, recogidos a lo largo del curso clínico de los pacientes incluidos en el estudio. Dicha exposición seguirá un razonamiento inductivo, extendiéndose y completando aquellos aspectos de la metodología resumida en el capítulo anterior que fuesen necesarios a fin de permitir una mejor comprensión del proceso de análisis. Se trató de buscar patrones regulares a partir de la agregación de casos puntuales con que obtener conclusiones extrapolables y aplicables a la práctica clínica cotidiana. Los hallazgos obtenidos permitirán ser refrendados con los obtenidos en fases sucesivas a fin de dotar de coherencia a la globalidad y a cada uno de los pasos del análisis.

3.2 CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA DE ESTUDIO

Fueron incluidos 50 pacientes intervenidos durante mayo de 2010 y junio de 2011 en nuestro centro. Las Tablas 5, 6, 7 y 8 recogen las características pre, intra y postoperatorias de la muestra de estudio. Las variables demográficas y antropométricas se corresponden con las comunes de la población de nuestro medio. Es destacable una edad media de 63.55 ± 11.30 años, análoga a la de la del segmento de edad más frecuente candidato a cirugía cardíaca por la patología habitual. No obstante, el rango de edades fue 40 a 81 años mostrando una dispersión moderada/alta. Es asimismo destacable la paridad de sexos,

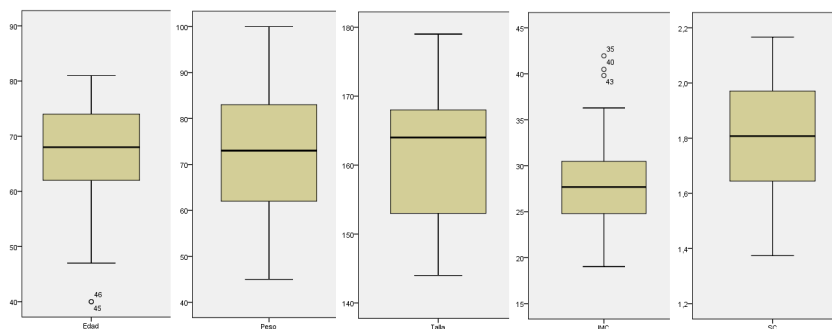


Gráfico 2. Diagrama de cajas de la edad y las variables somatométricas de la muestra global de estudio. IMC: índice de masa corporal, SC: superficie corporal.

probablemente explicable por el tipo de patología de base, en menor relación con factores de riesgo cardiovascular y la enfermedad aterosclerótica, con mayor impacto en la población masculina.

Entre las comorbilidades preoperatorias destaca la presencia de hipertensión arterial (HTA) y dislipemia en casi la mitad de los casos, para cada una de las variables. Este hecho se relaciona con una prevalencia aumentada de estos factores de riesgo cardiovascular en la población de nuestro medio, incrementándose en la población de estudio al tratarse de una muestra seleccionada. Concuera con la presencia de sobrepeso grado II en más de la mitad de la muestra.

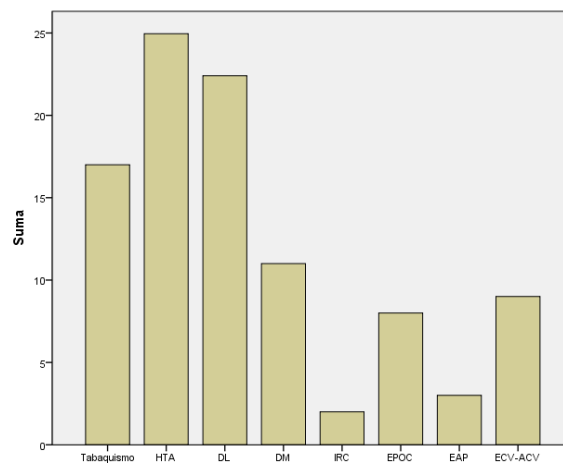


Gráfico 3. Diagrama de barras de las frecuencias globales de las comorbilidades preoperatorias en la muestra de estudio. HTA: hipertensión arterial, DL: dislipemia, DM: diabetes mellitus, IRC: insuficiencia renal crónica, EPOC: enfermedad pulmonar obstructiva crónica, EAP: enfermedad arterial periférica, ECV: enfermedad cerebrovascular, ACV: accidente cerebrovascular.

En lo que respecta a la situación clínica, los pacientes presentaron riesgo quirúrgico medio moderado/alto por EuroSCORE logístico de $8.57 \pm 8.58\%$ y aditivo 5.88 ± 2.84 . La mayoría se presentaron como sintomáticos con una clase funcional NYHA III ó IV en $\frac{3}{4}$ partes de los casos. La FA fue en todos los casos crónica (persistente o permanente) con un tiempo de evolución prolongado 4.00 ± 4.28 años. Sin embargo, esta variable presentó amplia dispersión con un rango de 4 meses a 18 años que, con toda probabilidad, tendrá impacto sobre los resultados posteriores de la ablación quirúrgica. Más de la tercera parte de los pacientes presentaron evolución de la arritmia >3.5 años. El 80% de los enfermos seguía un régimen terapéutico con esquema de control de frecuencia cardiaca. Todos los enfermos estaban preoperatoriamente anticoagulados con dicumarínicos orales y seguían pautas de tratamiento con betabloqueantes, digital y amiodarona/dronedrona en proporciones análogas. 17 enfermos no seguían régimen terapéutico con ninguno de los anteriores fármacos. En un 20% de los

casos (10 enfermos) se presentó una terapia combinada con dos de los anteriores fármacos (betabloqueante + digital, amiodarona + digital) para conseguir un control eficaz de la frecuencia cardiaca. Seis pacientes habían sido sometidos a cardioversión eléctrica previa, programada o urgente.

VARIABLES PREOPERATORIAS I

Variables clínico-demográficas	
Edad (años)	63.55 ± 11.30
Edad (% ≥67 años)	56% (28)
Sexo (% mujeres, n mujeres)	54% (27)
Peso (Kg)	73.42 ± 15.12
Talla (cm)	161.70 ± 9.15
IMC (Kg/m ²)	28.41 ± 5.09
IMC (% ≥26.4 Kg/m ²)	56% (28)
SC (m ²)	1.81 ± 0.22
Tabaquismo (% n)	36% (18)
HTA (% n)	50% (25)
DL (% n)	44% (22)
DM (% n)	24% (12)
IRC (% n)	4% (2)
EPOC (% n)	16% (8)
EAP (% n)	6% (3)
ECV-ACV (% n)	18% (9)
EuroSCORE log (%)	8.57 ± 8.58
EuroSCORE ad (puntos)	5.88 ± 2.84
EuroSCORE ad (% ≥6 puntos)	48% (24)
NYHA	2.70 ± 0.61
I (% n)	6% (3)
II (% n)	20% (10)
III (% n)	72% (36)
IV (% n)	2% (1)

Características preoperatorias de la FA	
Años evolución	4.00 ± 4.28
Años evolución (% ≥3.5 años)	38% (19)
Manejo	
Control de ritmo (% n)	20% (10)
Control de frecuencia (% n)	80% (40)
Tratamiento	
Amiodarona (% n)	28% (14)
Betabloqueantes (% n)	28% (14)
Digoxina (% n)	30% (15)
Anticoagulación oral (% n)	100% (50)
CVE previa (% n)	12% (6)
EEF previo (% n)	0% (0)
Parámetros electrocardiográficos	
DAF (Hz)	6.1653 ± 1.2998
DAF (% ≥6.1798 Hz)	56% (28)
SampEn	0.0877 ± 0.2188
SampEn (% ≥0.0857)	52% (26)
Potencia (J/s)	0.0422 ± 0.0236
Ecocardiografía preoperatoria	
Diámetro AI (mm)	49.90 ± 8.18
Diámetro AI (% ≥50 mm)	42% (21)
FE% (%)	54.46 ± 11.13
FE% (% ≥ 50%)	70 (35)
FA% (%)	33.60 ± 8.59
DTDVI (mm)	52.27 ± 7.91
DTSVI (mm)	35.29 ± 8.70
DTDVD (mm)	20.61 ± 6.62
PSAP (mmHg)	53.98 ± 12.91

Tabla 5. Resultados globales de variables preoperatorias de la muestra de estudio. Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables.*

En todos los casos, en el momento del registro, presentaban recurrencia de la FA, de forma persistente-permanente. Ninguno de los enfermos había sido sometido a estudio electrofisiológico previo a la ablación quirúrgica o por cualquier otra indicación.

Los parámetros electrocardiográficos registrados preoperatoriamente mostraron los valores medios expresados. Tras el cálculo de puntos de corte, que se desarrollará a continuación, destacó un valor de los mismos próximo a la media por lo que dicho valor deja aproximadamente el 50% de los casos a cada lado, tanto para DAF como SampEn. Los rangos de los valores de los parámetros electrocardiográficos también se relacionaron con una gama de grados de remodelado eléctrico ampliada: 3.5461 a 8.4293 Hz para DAF, 0.0402 a 0.1274 para SampEn y 0.0124 a 0.1165 J/s para la potencia auricular.

El estudio ecocardiográfico preoperatorio mostró un tamaño auricular medio moderadamente aumentado aunque el rango de medidas fue amplio, oscilando entre 32 y 81 mm, con probable impacto sobre los resultados de la ablación postquirúrgica. El 42% de los pacientes mostró aurículas dilatadas por encima de los 50 mm de diámetro, punto de corte hallado para nuestra muestra. El resto de parámetros mostraron mayor homogeneidad, con funciones sistólicas y diámetros dentro de la normalidad. 4 (8%) pacientes mostraron parámetros de función ventricular izquierda severamente deprimida (fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FE%) <30%), 16 (32%) en grado moderado (FE% 30-50%). La hipertensión pulmonar (HTP) media presentada tuvo grado moderado aunque con un rango amplio de registros (22-80 mmHg). 18 pacientes (36%) mostraron HTP en grado severo (>60 mmHg) y 26 (52%) moderada (35-60 mmHg).

La cardiopatía de base asociada a la FA, que supuso en todos los casos la indicación principal del procedimiento quirúrgico, fue predominantemente valvular. En la totalidad de los casos que presentaron valvulopatía mitral, fue intervenida. Es destacable que en casi el 50% de los casos la valvulopatía mitral presentase componente estenótico, en relación a la etiología reumática en más de la mitad de los casos. Este hecho se asocia con el patrón de cardiopatía expresado en la ecocardiografía (función ventricular y diámetros de ventrículo izquierdo conservados, notable dilatación auricular, hipertensión pulmonar media en rango moderado). Aunque la inclusión de enfermos se realizó de manera consecutiva durante el periodo anteriormente citado, puede que tenga impacto sobre los resultados posteriores de ritmo postablación y condicionó, asimismo, un predominio del recambio frente a la reparación en un ratio 2:1. En casi un 50% de los casos, la valvulopatía mitral se presentó además asociada a la aórtica. La valvulopatía tricúspide asociada se presentó en una tasa ligeramente menor. La necesidad de cirugía valvular aórtica se presentó en la casi totalidad (22/27, 81.5%) de los

casos que presentaban afectación de la misma. En esta valvulopatía, la etiología reumática fue incluso superior con más del 59.3% de los casos afectados. La sustitución valvular protésica supuso más del 90% de los procedimientos con paridad, al igual que en las prótesis mitrales, de las prótesis biológicas frente a las mecánicas, aunque ligera superioridad de las primeras. La válvula tricúspide siguió una tendencia similar a la aórtica en tasa de intervención (16/20, 80%).

VARIABLES PREOPERATORIAS II

Cardiopatía concomitante			
Valvulop. Aórtica (% n), de los cuales	54% (27)	Valvulop. Tricúspide (% n), de los cuales	40% (20)
Disfunción		Disfunción	
Estenosis (% n)	22.2% (6)	Estenosis (% n)	5% (1)
Insuficiencia (% n)	40.7% (11)	Insuficiencia (% n)	95% (19)
Doble lesión (% n)	37.0% (10)	Doble lesión (% n)	0% (0)
Grado		Grado	
I (% n)	18.5% (5)	I (% n)	35% (7)
II (% n)	33.3% (9)	II (% n)	25% (5)
III (% n)	18.5% (5)	III (% n)	10% (2)
IV (% n)	29.6% (8)	IV (% n)	30% (6)
Etiología		Etiología	
Reumática (% n)	59.3% (16)	Funcional (% n)	95% (19)
Degenerativa (% n)	37.0% (10)	Reumática (% n)	5% (1)
Funcional (% n)	3.7% (1)	Enf. Coronaria (% n)	18% (9)
Valvulop. Mitral (% n), de los cuales	88% (44)	de los cuales:	1 11.1% (1)
Disfunción			2 11.1% (1)
Estenosis (% n)	18.2% (8)		3 77.8% (7)
Insuficiencia (% n)	54.5% (24)	Otra patología	
Doble lesión (% n)	27.3% (12)	Aneurisma VI (% n)	2% (1)
Grado		CIA (% n)	6% (3)
I (% n)	2.3% (1)	Mixoma AI (% n)	2% (1)
II (% n)	18.2% (8)	OTSVI (% n)	2% (1)
III (% n)	18.2% (8)	Trombosis AI (% n)	6% (3)
IV (% n)	63.6% (28)	Cardiopatía reumática	46% (28)
Etiología			
Reumática (% n)	52.2% (23)		
Degenerativa (% n)	34.1% (15)		
Funcional (% n)	2.3% (1)		
Endocarditis (% n)	2.3% (1)		
Funcional isquémica (% n)	9.1% (4)		

Tabla 6. Resultados globales de variables preoperatorias de la muestra de estudio (II). Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables.*

Todos los procedimientos fueron reparativos mediante anuloplastia protésica o de De Vega, con predominio de la primera técnica. La cirugía coronaria se presentó como concomitante a la valvulopatía en 7 pacientes. Dos pacientes fueron sometidos a ablación concomitante con cirugía coronaria, exclusivamente. La tasa de reoperaciones fue alta, suponiendo casi 1 de cada 5 casos. En relación a otros procesos patológicos presentes en el momento de la intervención, tuvieron lugar puntualmente otros procedimientos asociados como el cierre de comunicaciones auriculares (3), la extirpación de mixoma en AI (1) y la miectomía por técnica de Morrow para la corrección de la miocardiopatía hipertrófica obstructiva del tracto de salida del VI (1). El aneurisma ventricular izquierdo presente en un paciente no fue corregido al no presentar escara ni repercusión discinética/acinética relevante por ser de reducidas dimensiones. La trombosis auricular izquierda presente en 3 casos fue extraída previo a la cirugía valvular y la ablación. Los 5 electrodos epicárdicos implantados se indicaron en aquellos pacientes con FE% <40%, con presencia de BCRIHH (bloqueo completo de rama izquierda del Haz de His) y duración de intervalo QRS >0.14 ms, para una eventual necesidad de resincronización ventricular y ante el riesgo de BAV postquirúrgico debido a la concomitancia de cirugía valvular extensa y ablación quirúrgica.

El procedimiento de ablación quirúrgica tuvo lugar en la totalidad de los casos, empleándose patrones completos biauriculares Maze III (con aislamiento de venas pulmonares en *box*) y IV (con aislamiento selectivo de venas pulmonares), con ligero predominio del segundo. De las dos fuentes de energía empleadas, la mayoritaria fue la crioblación frente a la RF bipolar en proporción 3:1. La exclusión del apéndice auricular izquierdo tuvo lugar en más de la mitad de los casos. En ningún caso tuvo lugar escisión y el aislamiento tuvo lugar por vía endocavitaria en mayor proporción que epicárdica. La reducción auricular fue testimonial y limitada.

En el curso postoperatorio fueron necesarias cardioversiones en más de la mitad de los casos (25, 50%). Tres de ellas fueron eléctricas con eficacia del 100%. Todas ellas tuvieron lugar tras el alta, superado el *blanking period*, en el contexto del rescate de algunos pacientes sometidos a ablación con recurrencia precoz, ya especificado en el apartado 2.8 *Protocolo de estudio*. La cardioversión farmacológica tuvo lugar, por el contrario, en el postoperatorio inmediato. Tuvo una eficacia de en torno a la mitad de los casos en los que se aplicó siendo el fármaco mayoritariamente empleado la amiodarona, con protocolo recogido en el apartado anteriormente referido. Todos los pacientes siguieron anticoagulación oral mantenida a lo largo de todo el postoperatorio con dicumarínicos orales en rango de INR de acuerdo al tipo de cirugía valvular llevada a cabo. En ninguno de los casos se planteó, en el periodo de seguimiento incluido en el estudio, la retirada de la misma. Todos los pacientes siguieron algún

VARIABLES INTRAOPERATORIAS

Redo (% , n)	16% (8)
Nº valvulas intervenidas	1.64 ± 0.80
Válvula Aórtica (% , n), de los cuales	44% (22)
Reparación (% , n)	9.1% (2)
Sustitución (% , n)	90.9% (20)
Prót. Biológica (% , n)	55% (11)
Prót. Mecánica (% , n)	45% (9)
Válvula Aórtica aislada (% , n)	8% (4)
Válvula Mitral (% , n), de los cuales	88% (44)
Reparación (% , n)	38.6% (17)
Sustitución (% , n)	61.4% (27)
Prót. Biológica (% , n)	51.9% (14)
Prót. Mecánica (% , n)	48.1% (13)
Válvula Mitral aislada (% , n)	36% (18)
Válvula Tricúspide (% , n), de los cuales	32% (16)
Sustitución (% , n)	0% (0)
Reparación (% , n)	100% (16)
Anillo protésico (% , n)	62.5% (10)
Anuloplastia de De Vega (% , n)	37.5% (6)
Bypass coronario (% , n), de los cuales	18% (9)
1	11.1% (1)
2	11.1% (1)
3	33.3% (3)
4	33.3% (3)
5	11.1% (1)
Bypass coronario aislado (% , n)	4% (2)
<u>Ablación quirúrgica</u>	
Tipo de patrón	
Maze III (aislamiento de VVPP en box) (% , n)	44% (22)
Maze IV (aislamiento selectivo de VVPP) (% , n)	56% (28)
Fuente de energía	
Crioablación (% , n)	72% (36)
RF bipolar (% , n)	28% (14)
Exclusión OI (% , n), de los cuales	56% (28)
Epicárdica (% , n)	28.6% (8)
Endocavitaria (% , n)	71.4% (20)
Reducción auricular (% , n)	6% (3)

Tabla 7. Resultados globales de variables intraoperatorias de la muestra de estudio. Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables.*

VVPP: venas pulmonares

(continuación
Tabla 7.)

Otro procedimiento	
Implante electrodo epicárdico (% , n)	10% (5)
CIA (% , n)	6% (3)
Miectomía Morrow (% , n)	2% (1)
Extirpación mixoma AI (% , n)	2% (1)

aplicó en un número limitado de casos, aisladamente o en asociación, en aquellos casos con régimen de tratamiento antiarrítmico (betabloqueantes/amiodarona/sotalol). La digoxina se recurre precoz para control de la frecuencia cardíaca.

El resultado de ritmo auricular al alta fue de un 44% de recuperación del RS que se incrementó en un 62% de forma sostenida al cierre del seguimiento. Se registraron 2 éxitos: 1) en el seguimiento, a los 42 días del postoperatorio por descompensación de la insuficiencia cardiorrespiratoria previa y posterior fallo multiorgánico tras su ingreso en UCI; 2) durante el ingreso postoperatorio, a los 4 días, en un paciente sometido a sustitución valvular mitral + sustitución valvular tricúspide + maze IV + cierre de CIA por muerte súbita por probable BAV y asistolia, sin haber mostrado signos de trastorno de conducción en el postoperatorio previo que motivó la retirada del marcapasos temporal. En cuanto a la morbilidad postoperatoria precoz (entendida aquella registrada hasta el alta hospitalaria y/o durante los primeros 30 días postoperatorios), se presentó en la quinta parte de los enfermos.

Son destacables dos episodios neurológicos, ambos con recuperación completa sin déficit residual al cierre del seguimiento. Asimismo, también fue registrado un caso de parálisis frénica derecha *a frigore* que se recuperó en el control de la primera visita de seguimiento. La incidencia de implante de marcapasos fue de un 4% (2). La causa de morbilidad postoperatoria más frecuente fue el sangrado postoperatorio requiriendo revisión quirúrgica (6%, 3).

VARIABLES POSTOPERATORIAS

Cardioversión eléctrica (% , n)	6% (3)
Eficacia de la CVE (% , n)	100% (3)
Cardioversión farmacológica (% , n)	44% (22)
Eficacia de la CVF (% , n)	50% (11)
Fármaco	
Amiodarona (% , n)	77.3% (17)
Atenolol (% , n)	18.2% (4)
Sotalol (% , n)	4.5% (1)
Tratamiento al alta	
Atenolol/Bisoprolol (% , n)	32% (16)
Amiodarona (% , n)	50% (25)
Sotalol (% , n)	4% (2)
Digoxina (% , n)	16% (8)
Anticoagulación oral (% , n)	100% (50)
Ritmo al alta (% RS , n)	44% (22)
Ritmo en el seguimiento (% RS , n)	62% (31)
Exitus (% , n)	4% (2)
Morbilidad (% , n)	20% (10)
Neurológicas	
ACV (% , n)	2% (1)
Coma (% , n)	2% (1)
Hemodinámicas	
BAV (% , n)	4% (2)
Respiratorias (% , n)	4% (2)
Reintervención	
Sangrado (% , n)	6% (3)
Otras	
Parálisis diafragmática (% , n)	2% (1)

Tabla 8. Resultados globales de variables postoperatorias de la muestra de estudio. Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables*.

CVE: cardioversión eléctrica
CVF Cardioversión farmacológica

3.3 ANÁLISIS PARA DESARROLLO DE MODELO PREDICTIVO DE ÉXITO TÉCNICO POSTABLACIÓN.

Definición de puntos de corte de las variables cuantitativas

Se procedió a establecer los puntos de corte óptimos para cada una de las variables cuantitativas según el resultado de éxito/fracaso postablación al cierre del seguimiento del ritmo auricular postoperatorio (22.32 ± 3.19 meses, ver a continuación *Análisis univariante respecto del resultado postablación al cierre del seguimiento*). Para ello, fue determinada la

capacidad predictiva de cada una de las variables consideradas, mediante las consiguientes curvas ROC, correspondiendo el punto de corte óptimo, al del par sensibilidad-especificidad de mayor valor conjunto. Los resultados obtenidos quedan resumidos en la Tabla 9.

Capacidad predictiva individual y puntos de corte óptimos					
	AUC	IC 95%	Punto de corte	Sensibilidad	Especificidad
Edad (años)	0.744	0.604–0.884	67	0.769	0.652
IMC (Kg/m ²)	0.688	0.538–0.857	26.4	0.750	0.615
EuroSCORE ad (puntos)	0.683	0.535–0.832	6	0.615	0.667
Años evolución	0.802	0.679–0.925	3.5	0.654	0.913
Diámetro AI (mm)	0.848	0.740–0.956	50	0.692	0.875
FE% (%)	0.618	0.460–0.776	50	0.875	0.462
DAF (Hz)	0.807	0.683–0.930	6.1798	0.815	0.739
SampEn	0.845	0.731–0.958	0.0857	0.815	0.826
Potencia (J/s)	0.595	0.436–0.754	0.0355	0.652	0.593

Tabla 9. Capacidad predictiva y puntos de corte óptimos de las variables cuantitativas en función del éxito/fracaso postablación al cierre del seguimiento.

La determinación de dichos puntos de corte, permitió redefinir las variables cuantitativas en dicotómicas a fin de facilitar la descripción de un *score* clínico-electrocardiográfico predictivo. Asimismo, se incluyen los Gráficos 4-21. que representan la capacidad predictiva de cada una de las anteriores variables (curvas ROC) y los diagramas de dispersión para valoración de la precisión de la predicción hecha por los puntos de corte seleccionados, que hacen patente la tasa de falsos positivos y negativos en que estos incurren.

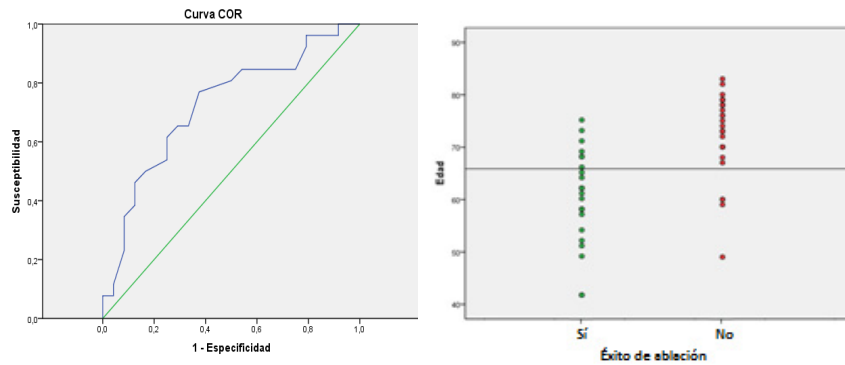
	Éxito ablación	Fracaso ablación	
Predicción fallo	Falso negativo	Verdadero negativo	Punto de corte
Predicción éxito	Verdadero positivo	Falso positivo	

Esquema 52. Interpretación de la asignación predictiva de los puntos de corte en los diagramas de dispersión (excepto para la fracción de eyección del VI).

- Edad (Gráficos 4. y 5.)

Parámetro con buena capacidad predictiva (área bajo la curva ROC (AUC) >0.7) con punto de corte, predominantemente sensible ya que asigna erróneamente una cantidad muy escasa de

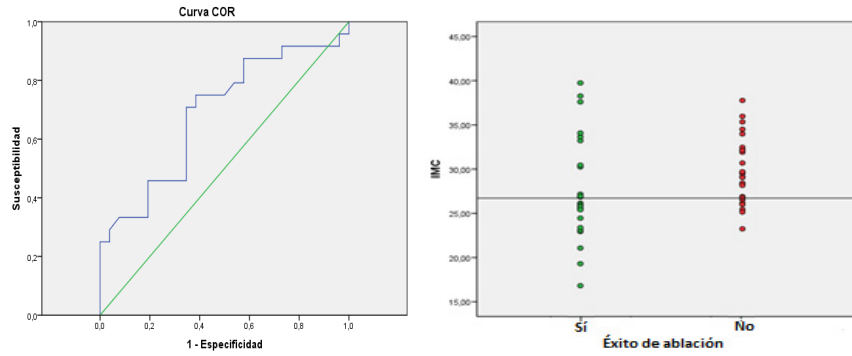
casos con ablación fallida. Consecuencia de ello, incurre en una tasa aumentada de casos donde la ablación fue eficaz aun situándose las edades por encima del punto de corte (falsos negativos).



Gráficos 4 y 5. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la *Edad* para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.

- *Índice de masa corporal (IMC)* (Gráficos 6. y 7.)

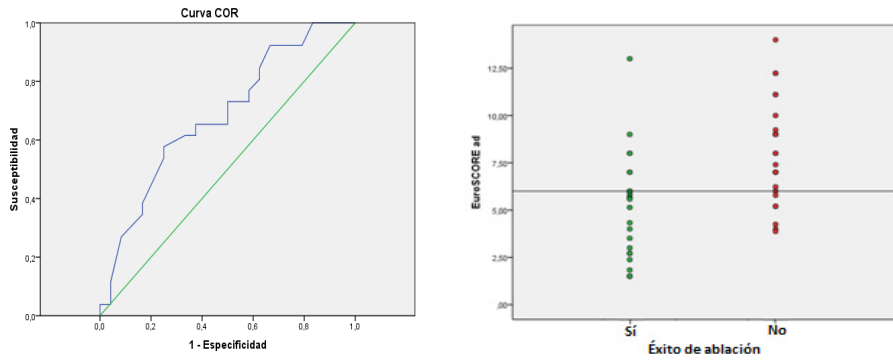
Fue seleccionado entre los 4 parámetros somatométricos al presentar la mejor capacidad predictiva estadísticamente significativa. Al tratarse de parámetros aritméticamente relacionados, no podrían incluirse conjuntamente en un modelo multivariante ya que se incurriría en colineariedad. De igual forma, la expresión de otros factores como el diámetro auricular izquierdo o los electrocardiográficos de forma indexada en base a factores somatométricos asimismo podrían incurrir en alguna forma de este sesgo estadístico. La capacidad predictiva siguió un patrón similar al del resto de variables, siendo más favorables para la ablación aquellos casos con IMC por debajo del punto de corte. Este fue particularmente sensible, a la vista de la buena discriminación que hizo de los casos con fracaso de ablación. Sin embargo, los casos con éxito de ablación a penas fueron adecuadamente discriminados, lo cual repercutió en una reducción de la especificidad que se pone de manifiesto en la curva ROC para valores extremos bajos de la misma, donde puntualmente pierde la significación al cruzar la línea de indeterminación.



Gráficos 6 y 7. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte del *Índice de masa corporal* para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.

- *EuroSCORE aditivo* (Gráficos 8. y 9.)

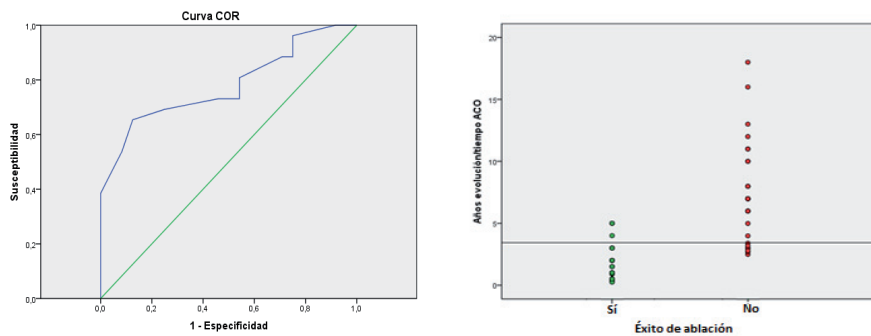
Presentó una débil capacidad predictiva con $AUC < 0.7$. Su punto de corte tampoco destacó por ser especialmente sensible o específico, con asignación igualmente deficiente tanto para el éxito como para el fracaso de la ablación.



Gráficos 8 y 9. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte del *EuroSCORE aditivo* para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.

- *Años de evolución de la FA* (Gráficos 10. y 11.)

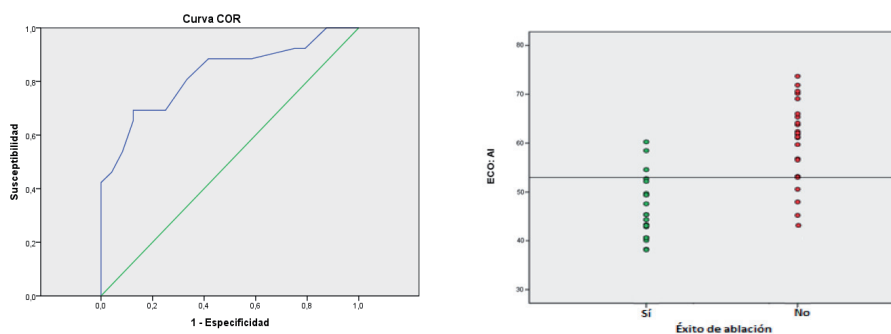
Cuarta variable en capacidad predictiva y segunda mejor de las clínicas no electrocardiográficas. Presentó excelente especificidad, consiguiendo casi perfecta asignación de los casos exitosos. Consecuentemente, presentó una reducción de la sensibilidad, con mayor error en la asignación de los casos fallidos, aunque los falsos negativos permanecieron en estrecha proximidad al punto de corte seleccionado en 3.5 años.



Gráficos 10 y 11. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de los *Años de evolución* de la FA para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.

- *Diámetro auricular izquierdo* por ecocardiografía transtorácica (Gráficos 12. y 13.)

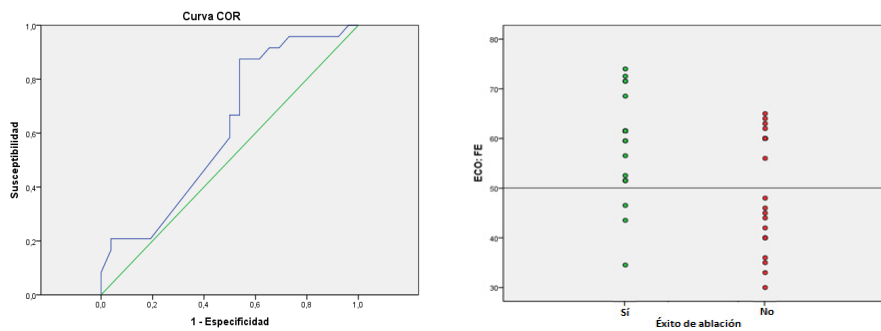
Variable con mejor capacidad predictiva, con excelente AUC >0.8 y punto de corte con comportamiento análogo al de la variable anterior, preferente más específico aunque con la sensibilidad más equilibrada. Incurre en un porcentaje muy similar de falsos positivos y negativos, que asimismo quedan muy ajustados al punto de corte establecido en 50 mm.



Gráficos 12 y 13. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte del *Diámetro auricular izquierdo* para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.

- *Fracción de eyección del ventrículo izquierdo* por ecocardiografía transtorácica (Gráficos 14. y 15.)

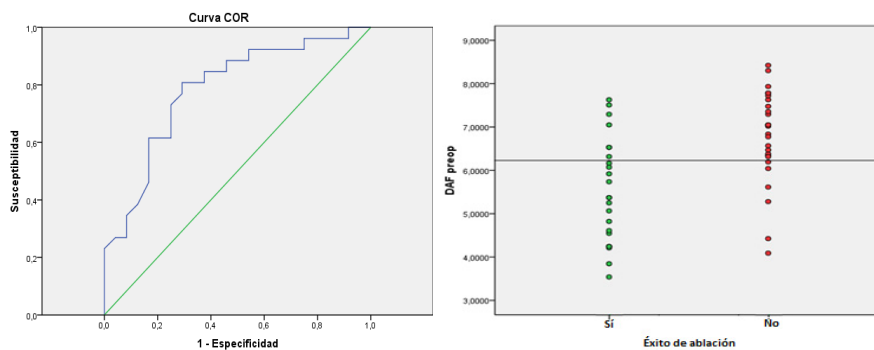
Variable con pobre capacidad predictiva. Constituye la única variable que no sigue la regla establecida, donde valores por debajo del punto de corte son más favorables para el éxito de la ablación quirúrgica.



Gráficos 14 y 15. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la *Fracción de eyección del ventrículo izquierdo* para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.

- *Frecuencia auricular dominante* (DAF) (Gráficos 16. y 17.)

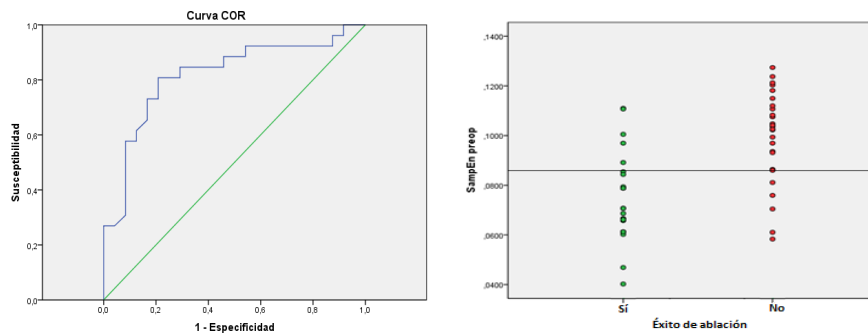
Segundo parámetro electrocardiográfico en capacidad y tercero de las variables cuantitativas consideradas. Presenta un patrón de asignación similar al del *Diámetro auricular izquierdo*, con mayor equilibrio entre la sensibilidad y especificidad, al presentar buena distribución de los casos verdaderos positivos y negativos pero incurrir en más falsas asignaciones.



Gráficos 16 y 17. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la *Frecuencia auricular dominante* para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.

- *Entropía muestral (SampEn)* (Gráficos 18. y 19.)

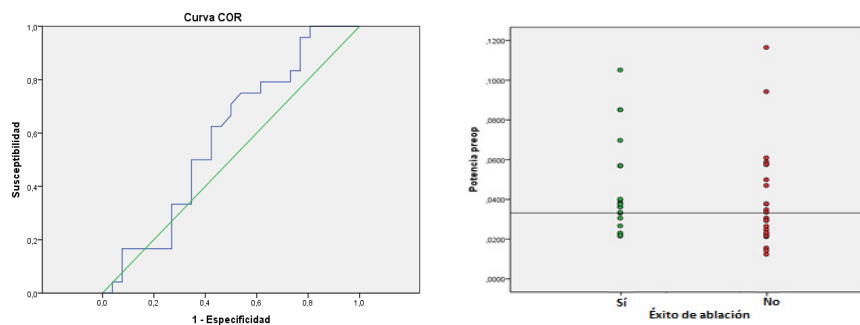
Mejor parámetro electrocardiográfico y segundo de las variables cuantitativas consideradas. Su capacidad predictiva y asignación son muy similares a las de la *DAF*, mejorando el área de la curva ROC y destacando una menor incursión en falsos positivos y negativos aunque con un patrón de distribución análogo y peor que el *Diámetro auricular izquierdo*.



Gráficos 18 y 19. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la *Entropía muestral* para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.

- *Potencia* (Gráficos 20. y 21.)

Parámetro invalidado para la predicción del éxito de la ablación, por los resultados obtenidos en nuestro estudio. Su curva ROC queda casi ajustada a la línea de indeterminación, la cual llega a ser cruzada y no presenta un patrón de asignación claro de la predicción en torno al punto de corte. Queda prácticamente excluido su empleo en análisis posteriores.



Gráficos 20 y 21. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la *Potencia* para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.

Análisis univariante respecto del resultado postablación al cierre del seguimiento

Paso inicial para la elaboración del *score* preoperatorio predictivo del éxito de la ablación quirúrgica concomitante de la FA. Las variables numéricas fueron analizadas tanto como continuas como en base a los puntos de corte anteriores (cuantitativas dicotómicas). Obviamente, el segundo método comporta una reducción en la potencia estadística pero, de hallarse diferencias estadísticamente significativas por dicho esquema, se reproducirán con seguridad en la consideración como cuantitativas.

Resultados globales postablación y seguimiento

Los resultados fueron analizados según la consideración de éxito o fracaso de la ablación quirúrgica al cierre del seguimiento, según los criterios expresados en el apartado 2.10 *Análisis matemático y estadístico* para establecimiento de los grupos de estudio. La ablación quirúrgica permitió restablecer el ritmo sinusal de forma sostenida en la mayoría de pacientes intervenidos ((31) 62% vs. (19) 38%, respectivamente). El seguimiento fue realizado con cierre a fecha del 10 de octubre de 2012, siendo el seguimiento medio de 22.32 ± 3.19 meses (mínimo 17 meses). No obstante, superado el *blanking period*, se obtuvieron los mejores resultados de restauración de ritmo sinusal con un 72%, estableciéndose en un 68% al cierre del primer año (ver Gráfico 54.).

Análisis univariante

El grupo con ablación no efectiva destacó por presentar una morbilidad preoperatoria incrementada (ver Tabla 10.). La edad, peso e IMC fueron significativamente mayores, así como también presentaron mayores tasas de HTA, tabaquismo y puntuación en los EuroSCORE aditivo y logístico. El riesgo preoperatorio entre los grupos fue análogo al descrito en el análisis global de la muestra de estudio. Sin embargo, no existió tal homogeneidad en la distribución de dicha variable, con un rango amplio en el global de la muestra (aditivo 1.51-14; logístico 2%-49.57%) cuya dispersión se mantuvo en la distribución de los grupos de estudio (éxito de ablación: aditivo 1.51-13; logístico 2%-41.7%; fallo de ablación: aditivo 4.39-14; logístico 5%-49.57%). Clínicamente, se apreció un riesgo quirúrgico homogéneamente mayor en el grupo

VARIABLES PREOPERATORIAS I	Éxito de ablación		
	Sí (31)	No (19)	p
Variables clínico-demográficas			
Edad (años)	63.25 ± 9.69	70.50 ± 8.11	0.006
Edad (% ≥67 años)	32.3% (10)	94.7% (18)	0.002
Sexo (% mujeres, n mujeres)	61.3% (19)	42.1% (8)	0.147
Peso (Kg)	69.73 ± 14.50	77.42 ± 15.05	0.072
Talla (cm)	161.25 ± 9.54	162.12 ± 8.94	0.742
IMC (Kg/m ²)	26.29 ± 3.71	29.87 ± 5.92	0.013
IMC (% ≥26.4 Kg/m ²)	38.7% (12)	84.2% (16)	0.009
SC (m ²)	1.77 ± 0.23	1.85 ± 0.21	0.156
Tabaquismo (% , n)	51.6% (16)	10.5% (2)	0.028
HTA (% , n)	32.3% (10)	78.9% (15)	0.024
DL (% , n)	41.9% (13)	47.4% (9)	0.749
DM (% , n)	19.4% (6)	31.6% (6)	0.614
IRC (% , n)	3.2% (1)	5.3% (1)	0.954
EPOC (% , n)	9.7% (3)	26.3% (5)	0.155
EAP (% , n)	3.2% (1)	10.5% (2)	0.600
ECV-ACV (% , n)	16.1% (5)	21.1% (4)	0.814
EuroSCORE log (%)	7.17 ± 7.86	9.85 ± 9.15	0.274
EuroSCORE ad (puntos)	5.04 ± 2.81	6.65 ± 2.69	0.043
EuroSCORE ad (% ≥6 puntos)	32.3% (10)	73.7% (14)	0.036
NYHA	2.67 ± 0.57	2.73 ± 0.67	0.715
I (% , n)	3.2% (1)	10.5% (2)	0.622
II (% , n)	22.6% (7)	15.8% (3)	
III (% , n)	70.9% (22)	68.4% (13)	
IV (% , n)	0% (0)	5.3% (1)	

Tabla 10. Análisis univariante de variables preoperatorias de la muestra de estudio. Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables*.

de ablación fallida pero este sólo presentó significación estadística en la modalidad aditiva del EuroSCORE.

No existieron diferencias significativas en el resto de morbilidades preoperatorias consideradas ni en la clase funcional presentada preoperatoriamente, siguiendo el patrón descrito para la muestra globalmente considerada que se refirió anteriormente. De los anteriores factores, la

relación de IMC y peso mayores en los pacientes con resultados de la ablación quirúrgica adversos o con grados de remodelado auricular aumentado es incierta pero podría estar en relación con tamaños basales de cavidades cardíacas mayores. A este respecto, a pesar de la ausencia de significación estadística, destaca notablemente el porcentaje de mujeres en ambos grupos, menor en el grupo con fracaso de la ablación, que podría estar también en relación con esta teoría. La edad ha sido relacionada etiopatogénicamente con la FA y ha sido descrita como un factor adverso predictor del fracaso de la ablación quirúrgica. La HTA presenta relación más estrecha con la patogenia de la FA primaria pero, no obstante, en el contexto de la ablación concomitante en FA asociada a cardiopatía estructural podría asociarse a grados más avanzados de remodelado auricular. Finalmente la tasa de sobrepeso e HTA son factores relacionados con el envejecimiento, por lo que deberá determinarse su papel como factores causales independientes en el análisis multivariante.

El tiempo de evolución de la FA (ver Tabla 11.) fue superior en los pacientes con fracaso de la ablación quirúrgica, con diferencias clínicas muy importantes tanto en la consideración como variable cuantitativa (media 6 veces mayor) como en el porcentaje de pacientes por encima del punto de corte establecido con anterioridad. Aunque el manejo farmacológico preoperatorio seguido fue comparable para ambos grupos, destaca una intención de manejo según esquemas de control de ritmo/frecuencia con diferencias clínicas no significativas, con mayor tasa de control de frecuencia en el grupo con fracaso de la ablación quirúrgica. Este hecho puede explicarse por una validez de los mismos fármacos para el tratamiento en base a ambos esquemas pero que, ante una evolución más larga de la FA en los pacientes en el grupo con ablación fallida, la continuación de la pauta no supuso más que un control de frecuencia que un intento de mantenimiento del RS. De igual forma, ambos grupos de pacientes recibieron una tasa de cardioversiones eléctricas similar a lo largo de su curso clínico, sólo que, en el momento en que las recibieron probablemente estaban siendo sometidos a un esquema de control de frecuencia. En el momento de inclusión en el estudio, los pacientes con ablación exitosa presentaron una historia natural de la enfermedad en estadios menos evolucionados por los que, en términos de remodelado, los pacientes con ablación fallida ya habían pasado.

VARIABLES PREOPERATORIAS II	Éxito de ablación		
	Sí (31)	No (19)	p
Características preoperatorias de la FA			
Años evolución	1.60 ± 1.27	6.02 ± 5.03	<0.0001
Años evolución (% ≥3.5 años)	9.7% (3)	84.2% (16)	<0.0001
Manejo			
Control de ritmo (% n)	26.8% (8)	10.5% (2)	0.396
Control de frecuencia (% n)	74.2% (23)	89.5% (17)	
Tratamiento			
Amiodarona (% n)	32.3% (10)	21.1% (4)	0.420
Betabloqueantes (% n)	29.0% (9)	26.3% (5)	0.860
Digoxina (% n)	29.0% (9)	26.3% (5)	0.902
Anticoagulación oral (% n)	100% (31)	100% (19)	0.999
CVE previa (% n)	12.9% (4)	10.5% (2)	0.917
EEF previo (% n)	0% (0)	0% (0)	0.999
Parámetros electrocardiográficos			
DAF (Hz)	5.5046 ± 1.2053	6.7752 ± 1.0813	<0.0001
DAF (% ≥6.1798 Hz)	35.5% (11)	89.5% (17)	<0.0001
SampEn	0.0750 ± 0.0179	0.0904 ± 0.0186	<0.0001
SampEn (% ≥0.0857)	25.8% (8)	94.7% (18)	<0.0001
Potencia (J/s)	0.0447 ± 0.0227	0.0399 ± 0.0246	0.473
Ecocardiografía preoperatoria			
Diámetro AI (mm)	45.42 ± 5.09	54.04 ± 8.36	<0.0001
Diámetro AI (% ≥50 mm)	12.9% (4)	89.5% (17)	<0.0001
FE% (%)	57.67 ± 9.62	51.50 ± 11.78	0.048
FE% (% ≥50%)	83.9% (26)	47.4% (9)	0.009
FA (%)	35.17 ± 8.07	32.15 ± 8.96	0.217
DTDVI (mm)	52.10 ± 9.51	52.42 ± 6.41	0.897
DTSVI (mm)	34.19 ± 9.88	36.25 ± 7.61	0.443
DTDVD (mm)	19.28 ± 3.59	21.65 ± 8.19	0.222
PSAP (mmHg)	55.42 ± 13.09	52.65 ± 12.85	0.456

Tabla 11. Análisis univariante de variables preoperatorias (II) de la muestra de estudio. Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables.*

En la Tabla 12. se hace un análisis pormenorizado del papel del tiempo de evolución de la FA en el resultado postablación. Distribuido en *clusters* en <1, 1-<3, 3-<5 y ≥ 5 años, se muestra como un factor adverso para la restauración del ritmo sinusal al incrementarse el porcentaje en el grupo de ablación fallida (y consecuentemente reducirse en el de exitosa) para cada uno de los estratos establecidos a medida que el tiempo de evolución de la FA fue aumentando, $p = 0.005$.

	Éxito de ablación		n global (50)
	Sí (31)	No (19)	
<1 año	81.2% (9)	18.2% (2)	11
1-<3 años	77.8% (14)	22.2% (4)	18
3-<5 años	62.5% (5)	37.5% (3)	8
≥ 5 años	23.1% (3)	76.9% (10)	13

Tabla 12. Estratificación del éxito de ablación según el tiempo de evolución de la FA.

Lo anteriormente expresado se pone de manifiesto al analizar los parámetros clínicos con relación directa con el grado de remodelado presentado. Las diferencias halladas fueron clínicamente congruentes y estadísticamente significativas al hallar grados de remodelado anatómico y eléctrico más avanzados en el grupo de ablación fallida. En lo que respecta al remodelado eléctrico, las magnitud de las diferencias fue particularmente marcada cuando las variables fueron consideradas como dicotómicas, presentando casi >90% de los casos con ablación fallida valores por encima del punto de corte preestablecido para DAF y SampEn. La tendencia de estas variables fue creciente para grados mayores de remodelado eléctrico, a diferencia de la potencia auricular que, aunque no presentó diferencias estadísticamente significativas, estas fueron clínicamente relevantes con una tendencia a presentar valores decrecientes (en relación a un trazado de onda f de menor amplitud) para grados de remodelado mayores.

El diámetro auricular izquierdo (ver Tabla 11.) fue mayor en el grupo de ablación fallida, destacando las diferencias tanto en magnitud (diferencia media >8 mm) como del porcentaje de pacientes por encima del punto de corte en 50 mm. El rango de medidas, asimismo fue sostenidamente superior en el grupo que no recuperó el RS postablación (éxito: 32 – 54 mm; fallo: 42 – 81 mm). Asimismo, los pacientes con ablación fallida presentaron fracción de eyección del ventrículo izquierdo (FE%) menor aunque ambas medias se mantuvieron dentro

de la normalidad. El porcentaje de pacientes con FE% >50% superó el 80% en el grupo de ablación exitosa pero fue aproximadamente del 50% en el de fallida, revelando grados de cardiopatía más avanzados. La insuficiencia cardíaca ha sido reconocida como íntimamente relacionada con el desarrollo de FA y podría asimismo tener implicaciones en el resultado de la ablación quirúrgica. El resto de parámetros ecocardiográficos son comparables entre ambos grupos y siguen la tendencia marcada en la descripción de la muestra global.

En lo referido a la cardiopatía concomitante a la FA (ver Tabla 13.), no existieron diferencias significativas entre ambos grupos, incluso siendo desglosada por valvulopatías, severidad y etiología de las mismas. Tan sólo, en el caso de la cardiopatía reumática, considerada globalmente cuando alguna de las válvulas presentaba lesiones compatibles, esta fue más frecuente en el caso de los pacientes con ablación fallida. Los procedimientos quirúrgicos concomitantes a la ablación (Tabla 14A.) mostraron una tasa de reoperaciones más alta. Aunque no alcanzó la significación estadística, los pacientes con fallo de la ablación quirúrgica presentaron grados de disfunción tricuspídea mayores, que se relacionaron con una frecuencia de cirugía sobre la misma más alta. Ambos factores están en probable relación con grados de cardiopatía más avanzados como se refirió con anterioridad. Los grados tanto de disfunción preoperatoria como de necesidad de cirugía sobre las válvulas aórtica y mitral fueron más parejos en ambos grupos, sin diferencias estadísticamente significativas. La elevada tasa de afectación reumática en ambos casos comportó un predominio de la sustitución sobre la reparación, con práctica paridad entre los implantes protésicos biológicos y mecánicos.

En la válvula tricúspide se optó por la reparación en todos los casos al predominar la etiología funcional, observándose un predominio de la anuloplastia protésica sobre la de De Vega en el de ablación fallida consecuencia de presentar grados de dilatación anular mayor. A pesar de que los procedimientos de cirugía valvular consideradas de forma individual ofrecieron limitadas diferencias estadísticamente significativas, sí lo hicieron cuando fueron considerados de forma combinada. Los pacientes con cirugía valvular mitral + tricúspide se situaron en su totalidad en el grupo de ablación fallida (0 vs. 8, $p = 0.003$). No existieron diferencias estadísticamente significativas para los procedimientos combinados de cirugía aórtica + mitral o trivalvulares.

La cirugía coronaria fue más frecuente en el grupo sometido a ablación quirúrgica, aunque representó un volumen reducido dentro de la muestra global, con predominio de la cardiopatía valvular. Los dos casos que fueron sometidos de forma exclusiva a cirugía coronaria de forma concomitante a la ablación se situaron en el grupo de éxito técnico.

RESULTADOS

VARIABLES PREOPERATORIAS III	Éxito de ablación			Éxito de ablación				
	Sí (31)	No (19)	p	Sí (31)	No (19)	p		
Patología								
Enf. Coronaria (% , n)	3.2% (1)	42.1% (8)	0.330	Valvulop. Tricúsp. (% , n), de los cuales	29.0% (9)	57.9% (11)	0.355	
de los cuales:	1	0% (0)		12.5% (1)	Disfunción			
	2	0% (0)		12.5% (1)	Estenosis (% , n)	0% (0)	9.1% (1)	0.465
	3	100% (1)		75% (6)	Insuficiencia (% , n)	100% (9)	90.9% (10)	
Valvulop. Aórtica (% , n), de los cuales	51.6% (16)	57.9% (11)	0.982	Doble lesión (% , n)	0% (0)	0% (0)		
Disfunción				Grado				
Estenosis (% , n)	18.7% (3)	27.3% (3)	0.228	I (% , n)	44.4% (4)	27.3% (3)	0.154	
Insuficiencia (% , n)	31.3% (5)	54.5% (6)		II (% , n)	22.2% (2)	27.3% (3)		
Doble lesión (% , n)	50% (8)	18.2% (2)		III (% , n)	22.2% (2)	0% (0)		
Grado				IV (% , n)	11.1% (1)	45.5% (5)		
I (% , n)	0% (0)	45.5% (5)	0.049	Etiología				
II (% , n)	50% (8)	9.1% (1)		Reumática (% , n)	0% (0)	9.1% (1)	0.465	
III (% , n)	12.5% (2)	33.3% (3)		Funcional (% , n)	100% (9)	90.9% (10)		
IV (% , n)	37.5% (6)	18.2% (2)		Patología otra				
Etiología				Aneurisma VI (% , n)	0% (0)	5.3% (1)	n.s.	
Reumática (% , n)	50% (8)	72.7% (8)	CIA (% , n)	0% (0)	15.8% (3)			
Degenerativa (% , n)	50% (8)	18.2% (2)	Mixoma AI (% , n)	0% (0)	5.3% (1)			
Funcional (% , n)	0% (0)	9.1% (1)	OTSVI (% , n)	3.2% (1)	0% (0)			
Valvulop. Mitrál (% , n), de los cuales	93.5% (29)	78.9% (15)	0.101	Trombosis AI (% , n)	9.7% (3)	0% (0)		
Disfunción				Cardiopatía reumática (% , n)	45.2% (14)	73.7% (14)	0.032	
Estenosis (% , n)	17.2% (5)	20.0% (3)	0.252					
Insuficiencia (% , n)	51.7% (15)	60.0% (9)						
Doble lesión (% , n)	31.0% (9)	20.0% (3)						
Grado								
I (% , n)	3.4% (1)	0% (0)	0.061					
II (% , n)	13.8% (4)	26.6% (4)						
III (% , n)	17.2% (5)	20% (3)						
IV (% , n)	65.5% (19)	53.3% (8)						
Etiología								
Reumática (% , n)	48.3% (14)	60% (9)	0.140					
Degenerativa (% , n)	41.4% (12)	20% (3)						
Funcional (% , n)	0% (0)	6.7% (1)						
Endocarditis (% , n)	0% (0)	6.7% (1)						
Funcional isquémica (% , n)	10.3% (3)	6.7% (1)						

Tabla 13. Análisis univariante de variables preoperatorias (III) de la muestra de estudio. Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables.*

Los procedimientos asociados corrigieron otras disfunciones presentadas. El aneurisma ventricular izquierdo no recibió tratamiento al ser de pequeño tamaño, circunscrito al ápex ventricular y no causar a penas repercusión sobre la función ventricular mayor que la que podría suponer la consiguiente ventriculotomía. En todos los casos en que los pacientes presentaron de forma asociada comunicaciones interauriculares (CIA's) o mixomas, fueron tratados. Destáquese el fallo de la recuperación del ritmo sinusal en los pacientes con presencia de CIA, en relación a la sobrecarga de volumen auricular que supone esta entidad sobreañadida a la disfunción valvular concomitante. De igual forma, una paciente con gradiente subvalvular incrementado en el contexto de una miocardiopatía hipertrófica secundaria a una estenosis severa de la válvula aórtica fue sometida a sustitución valvular protésica y miectomía septal transaórtica videoasistida por técnica de Morrow modificada para la corrección de la obstrucción del tracto de salida del ventrículo izquierdo (OTSVI). En los casos de trombosis auricular, esta fue retirada previa a la realización de cualquier procedimiento quirúrgico, constituyendo un hallazgo incidental intraoperatorio en dos de los 3 casos. En todos ellos coincidió con la presencia de cardiopatía reumática de base y no presentó un asentamiento claro en el apéndice auricular izquierdo. El implante de 5 electrodos en ventrículo izquierdo fue llevado a cabo en aquellos pacientes con potencial indicación de implante de resincronización ventricular por FE <40% y ensanchamiento del segmento QRS >0.12-0.14 ms con morfología de bloqueo completo de rama izquierda del haz de His, quedando abandonado tras tunelizarlo hacia uno de los huecos infraclaviculares.

En el procedimiento de ablación quirúrgica (ver Tabla 14B.), fueron llevados a cabo por protocolo patrones completos tipo Maze III o IV, sin diferencias en cuanto a éxito técnico entre los mismos en los grupos de estudio. El patrón Maze III fue predominante al utilizarse con mayor frecuencia los procedimientos de crioablación monopolar sobre la radiofrecuencia bipolar. Tampoco existieron diferencias estadísticamente significativas entre ambas fuentes de energía en el restablecimiento del ritmo sinusal a largo plazo. La exclusión del apéndice auricular izquierdo fue más frecuente en el grupo con éxito técnico, aunque dependió exclusivamente del criterio del cirujano responsable. La exclusión endocavitaria fue más frecuente que la ligadura epicárdica y los procedimientos de reducción auricular fueron llevados a cabo de forma testimonial. En los casos en los que se llevó a cabo algún gesto sobre el apéndice auricular izquierdo, siempre fue sometido a exclusión sin escisión.

VARIABLES INTRAOPERATORIAS I	Éxito de ablación		
	Sí (31)	No (19)	p
Redo (% , n)	6.5% (2)	31.6% (6)	0.038
Nº valvulas intervenidas	1.66 ± 0.76	1.61 ± 0.85	0.823
Válvula Aórtica (% , n), de los cuales	51.6% (16)	31.6% (6)	0.164
Reparación (% , n)	6.3% (1)	16.7% (1)	0.249
Sustitución (% , n)	93.7% (15)	83.3% (5)	
Prót. Biológica (% , n)	53.3% (8)	60% (3)	0.232
Prót. Mecánica (% , n)	46.6% (7)	40% (2)	
Válvula Aórtica aislada (% , n)	6.5% (2)	10.5% (2)	0.368
Válvula Mitral (% , n), de los cuales	93.5% (29)	78.9% (15)	0.101
Reparación (% , n)	34.5% (10)	46.7% (7)	0.293
Sustitución (% , n)	65.5% (19)	53.3% (8)	
Prót. Biológica (% , n)	57.9% (11)	37.5% (3)	0.426
Prót. Mecánica (% , n)	42.1% (8)	62.5% (5)	
Válvula mitral aislada (% , n)	45.2% (14)	21.1% (4)	0.062
Válvula Tricúspide (% , n), de los cuales	16.1% (5)	57.9% (11)	0.026
Sustitución (% , n)	0% (0)	0% (0)	0.999
Reparación (% , n)	100% (5)	100% (11)	
Anillo protésico (% , n)	60% (3)	63.6% (7)	0.108
Anuloplastia de De Vega (% , n)	40% (2)	36.4% (4)	
Bypass coronario (% , n), de los cuales	3.2% (1)	42.1% (8)	0.111
1	0% (0)	12.5% (1)	
2	0% (0)	12.5% (1)	
3	0% (0)	37.5% (3)	
4	0% (0)	37.5% (3)	
5	100% (1)	0% (0)	
Otro procedimiento			
Implante electrodo epicárdico(% , n)	3.2% (1)	21.2% (4)	n.s.
CIA (% , n)	0% (0)	15.9% (3)	
Miectomía Morrow (% , n)	3.2% (1)	0% (0)	
Extirpación mixoma AI (% , n)	0% (0)	5.3% (1)	

Tablas 14A y 14B. Análisis univariante de variables intraoperatorias (I y II) de la muestra de estudio. Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables.*

VARIABLES INTRAOPERATORIAS II	Éxito de ablación		
	Sí (31)	No (19)	p
<u>Ablación quirúrgica</u>			
Tipo de patrón			
Maze III (% , n)	45.2% (14)	42.1% (8)	0.615
Maze IV (% , n)	54.8% (17)	57.9% (11)	
Fuente de energía			
Crioablación (% , n)	70.9% (22)	73.7% (14)	0.363
RF bipolar (% , n)	29.0% (9)	26.3% (5)	
Exclusión OI (% , n), de los cuales	67.7% (21)	36.8% (7)	0.003
Epicárdica (% , n)	33.3% (7)	14.3% (1)	0.025
Endocavitaria (% , n)	66.7% (14)	85.7% (6)	
Reducción auricular (% , n)	3.2% (1)	10.5% (2)	0.650

Los resultados postoperatorios no presentaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de estudio en cuanto a manejo y complicaciones. El ritmo al alta en el postoperatorio inmediato dio como resultado un 44% (22) de éxito precoz de recuperación de ritmo sinusal. El resultado del ritmo al alta no se mostró asociado de forma estadísticamente significativa con el resultado al cierre del seguimiento. La realización de cardioversión eléctrica de rescate para las recurrencias precoces resultó exitosa en el 100% de los casos de forma precoz. La cardioversión farmacológica tuvo un éxito del 50% (11/22). Los pacientes con éxito al cierre del seguimiento mantuvieron el ritmo sinusal recuperado en mayor medida, aunque sin diferencias estadísticamente significativas. El fármaco predominantemente utilizado fue la amiodarona sin diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. Las diferencias en el tratamiento al alta prescrito no fueron estadísticamente significativas y siguieron una tendencia similar a la del tratamiento preoperatorio: anticoagulación oral en el 100% de los casos, amiodarona como antiarrítmico mayoritariamente utilizado y digoxina aplicada con mayor frecuencia en el grupo de ablación fallida. El uso de betabloqueantes fue constante en ambos grupos, destacando el uso de sotalol en el grupo de ablación fallida como un intento de rescate durante el periodo postoperatorio precoz que se mantuvo con posterioridad.

Los dos casos de éxitos se presentaron distribuidos entre ambos grupos. La morbilidad postoperatoria inmediata fue ligeramente más frecuente en el grupo con éxito de ablación. Los eventos neurológicos presentados se dieron en pacientes con exclusión intraoperatoria del apéndice auricular izquierdo y sin identificación intraoperatoria de trombosis intracameral. En ninguno de los casos las complicaciones postoperatorias se relacionaron directamente con la

mortalidad registrada en el seguimiento y se resolvieron durante el postoperatorio temprano y seguimiento posterior de forma completa en todos los casos, incluidos los eventos neurológicos. Los BAV completos requirieron de implante de marcapasos permanente.

VARIABLES POSTOPERATORIAS	Éxito de ablación		
	Sí (31)	No (19)	<i>p</i>
Cardioversión eléctrica (% , n)	3.2% (1)	10.5% (2)	0.650
Eficacia (% , n)	100% (1)	100% (2)	0.999
Cardioversión farmacológica (% , n)	48.4% (15)	36.8% (7)	0.283
Eficacia (% , n)	53.3% (8)	42.9% (3)	0.184
Fármaco			
Amiodarona (% , n)	80% (12)	71.4% (5)	0.385
Atenolol (% , n)	20% (3)	14.3% (1)	
Sotalol (% , n)	0% (0)	14.3% (1)	
Tratamiento al alta			
Atenolol/Bisoprolol (% , n)	38.7% (12)	15.8% (3)	0.193
Amiodarona (% , n)	54.8% (17)	42.1% (8)	0.247
Sotalol (% , n)	0% (0)	10.5% (2)	0.183
Digoxina (% , n)	9.7% (3)	26.3% (5)	0.193
Anticoagulación oral (% , n)	100% (31)	100% (19)	0.999
Ritmo al alta (% RS , n)	51.6% (16)	31.6% (6)	0.183
Exitus (% , n)	3.2% (1)	5.3% (1)	0.708
Morbilidad (% , n)	25.8% (8)	10.5% (2)	0.168
Neurológicas			
ACV (% , n)	3.2% (1)	0.0%	0.999
Coma (% , n)	3.2% (1)	0.0%	0.999
Hemodinámicas			
BAV (% , n)	3.2% (1)	5.3% (1)	0.845
Respiratorias (% , n)	6.5% (2)	0.0%	0.999
Reintervención			
Sangrado (% , n)	6.5% (2)	5.3% (1)	0.653
Otras			
Parálisis diafragmática (% , n)	0.0%	5.3% (1)	0.999

Tabla 15. Análisis univariante de variables postoperatorias de la muestra de estudio. Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables.*

Análisis multivariante respecto del resultado postablación al cierre del seguimiento

Todas las variables anteriores que mostraron diferencias estadísticamente significativas en el análisis univariante fueron incluidas en el análisis multivariante según el éxito del procedimiento de ablación quirúrgica al cierre del seguimiento.

Análisis multivariante					
	<i>p</i> C.H. univariante	<i>p</i> C.H. multivariante 1	OR (IC 95%) multivariante 1	<i>p</i> C.H. multivariante 2	OR (IC 95%) multivariante 2
Edad ≥67 años	0.002	0.027	14.162	0.034	16.303
IMC ≥26.4 Kg/m ²	0.009	0.233	0.250	0.177	0.160
Tabaquismo	0.048	0.116	0.006	0.203	0.012
HTA	0.024	0.171	0.072	0.957	0.898
EuroSCORE ad ≥6 puntos	0.046	0.193	5.511	0.155	11.440
Años evolución ≥3.5	<0.0001	0.042	26.852	0.045	20.910
Diámetro AI ≥50 mm	<0.0001	0.023	40.773	0.032	21.442
FE% ≥50%	0.009	0.888	0.847	0.518	0.386
Redo	0.038	0.187	20.565	0.104	35.503
Cirugía valvular tricúspide	0.026	0.618	2.053	0.409	4.326
Cardiopatía reumática	0.042	0.234	0.222	0.112	0.090
DAF ≥6.1798 Hz	<0.0001	0.032	26.440		
SampEn ≥0.0857	<0.001			0.017	30.491
AUC (IC 95%)		0.962 (0.884–0.987)		0.972 (0.893–0.998)	
Test de Hosmer-Lemeshow		$\chi^2 = 12.217$ $p = 0.142$		$\chi^2 = 17.938$ $p = 0.122$	

Tabla 16. Análisis multivariante en función del éxito del procedimiento de ablación al cierre del seguimiento. C.H.: contraste de hipótesis, OR: odds ratio, IC 95%: intervalo de confianza al 95%, IMC: índice de masa corporal, HTA: hipertensión arterial, AI: aurícula izquierda, FE%: fracción de eyección del ventrículo izquierdo, Redo: reoperación, DAF: frecuencia auricular dominante, SampEn: entropía muestral, AUC: área bajo la curva ROC.

Las variables cuantitativas fueron consideradas como dicotómicas en torno al punto de corte preestablecido con anterioridad. La Tabla 16. resume los resultados obtenidos. Fue necesaria la realización de dos análisis independientes a fin de no incluir ambos parámetros de desorganización eléctrica conjuntamente para evitar errores de colinealidad. De las 12 variables incluidas en cada uno de los modelos, sólo 4 mantuvieron la significación estadística: *Edad ≥67 años*, *Diámetro auricular izquierdo ≥50 mm*, *Evolución ≥3.5 años* y los parámetros de remodelado eléctrico *DAF ≥6.1798 Hz* y *SampEn ≥0.0857*, respectivamente para cada modelo. Ambos modelos presentaron excelente capacidad predictiva con AUC >0.9, siendo ligeramente

superior para el modelo que incluyó a *SampEn*. La bondad de ajuste fue comparable para ambos sistemas. Con ello, para la muestra de nuestro estudio, los anteriores 5 factores pueden ser reconocidos como predictores independientes de fallo de la ablación quirúrgica concomitante en el seguimiento a largo plazo por patrón completo biaricular tipo Maze III-IV. El resto de factores clínicos, aunque asociados de forma significativa en el análisis univariante, probablemente presenten alguna relación con alguna/s de las 5 variables seleccionadas que explique su asociación con peores resultados de la ablación quirúrgica, pero no por relación estadística directa y, potencialmente, también causal.

Desarrollo de score clínico-electrocardiográfico predictivo

A partir de los resultados del modelo multivariante basado en *SampEn* se desarrolló un sistema de puntuación (*score*) simplificado con funciones predictiva del éxito de la ablación quirúrgica concomitante de la FA a largo plazo por patrones completos Maze III-IV. Para ello, se tomaron los valores de las odds ratios de los diferentes parámetros y se tomaron los valores relativos tomándose como referencia la de menor valor (*Edad ≥67 años*). Con ello, se obtuvieron los pesos relativos de cada una de las variables en el modelo, que fueron ajustados al número natural más próximo, a fin de conseguir un sistema de puntuación aplicable a la práctica clínica. A todas las variables les fue asignado 1 punto excepto a *SampEn ≥0.0857* que le fueron asignados 2 puntos. Con ello, se obtuvo un score con rango de puntuaciones de 0 a 5. La simplificación operativa del modelo conllevó una reducción de la capacidad predictiva, aunque no obstante la AUC permaneció muy próxima a 0.9.

Score clínico-electrocardiográfico predictor del éxito de ablación S₂DAY				
	p C.H. multivariante 2	OR (IC 95%) multivariante 2	Cociente de OR's	Puntuación
Edad ≥67 años	0.034	16.303	1	1
Años evolución ≥3.5	0.045	20.910	1.283	1
Diámetro AI ≥50 mm	0.032	21.442	1.315	1
SampEn ≥0.0857	0.017	30.491	1.871	2
				0-5 puntos
AUC (IC 95%)	0.972 (0.893-0.998)			0.893 (0.799-0.988)

Tabla 17A. Desarrollo de *score* clínico-electrocardiográfico predictivo S₂DAY. C.H.: contraste de hipótesis, OR: odds ratio, IC 95%: intervalo de confianza al 95%, AI: aurícula izquierda, SampEn: entropía muestral, AUC: área bajo la curva

A fin de mejorar su aplicabilidad a la práctica clínica, se propuso una regla mnemotécnica convirtiendo las variables en acrónimo por su traducción al inglés y cambio de orden: *SampEn* ≥ 0.0857 (S), *Diámetro auricular izquierdo* ≥ 50 mm: diameter (D), *Edad* ≥ 67 años: age (A), *Años de evolución* ≥ 3.5 años: years (Y), con el resultado S_2DAY /s-tu:-deI/, “is today”, como pregunta si es en el caso a tratar ese día cuando hay que realizar ablación quirúrgica de la FA o abstenerse. La simplicidad del modelo, con un sistema de puntuación de fácil memorización y cálculo, basado en variables clínicas preoperatorias no invasivas, junto a su acrónimo, describen el espíritu de poder ser aplicado en la cabecera del paciente previo a ser intervenido o en una rápida toma de decisiones/establecimiento de indicaciones en cualquier fase del proceso asistencial.

No obstante, el modelo S_2DAY (Tabla 17A.) depende de la disponibilidad de un análisis de la organización de la actividad auricular electrocardiográfica, lo cual podría limitar su aplicación a la práctica clínica. La supresión del factor *SampEn* daría como resultado un *score* llamado de forma análoga DAY: D) *Diámetro auricular izquierdo* ≥ 50 mm: 1 punto, A) *Edad* ≥ 67 años: 1 punto e Y) *Años de evolución* ≥ 3.5 años: 1 punto. Este modelo (Tabla 17B.) demostró una capacidad predictiva ligeramente inferior con AUC = 0.853 (0.812–0.928), asumible en aras de una aplicabilidad a la práctica cotidiana en cualquier institución.

Score clínico-electrocardiográfico predictor del éxito de ablación DAY				
	p C.H. multivariante 2	OR (IC 95%) multivariante 2	Cociente de OR's	Puntuación
Edad ≥ 67 años	0.034	16.303	1	1
Años evolución ≥ 3.5	0.045	20.910	1.283	1
Diámetro AI ≥ 50 mm	0.032	21.442	1.315	1
				0-3 puntos
AUC (IC 95%)	0.972 (0.893–0.998)			0.853 (0.812–0.928)

Tabla 17B. Desarrollo de *score* clínico-electrocardiográfico predictivo DAY. C.H.: contraste de hipótesis, OR: odds ratio, IC 95%: intervalo de confianza al 95%, AI: aurícula izquierda, AUC: área bajo la curva ROC.

3.4 ESTUDIO DEL REMODELADO AURICULAR

El análisis subsiguiente será llevado a cabo en un proceso secuencial por medio del análisis de los diferentes factores implicados, reconocidos en la literatura y/o que presenten asociaciones significativas con el resultado postablación quirúrgica, directamente relacionados con la

evolución de la FA y cambios anatómo-eléctricos subyacentes del miocardio atrial, como ya se argumentó con anterioridad. El estudio llevado a cabo permitirá profundizar en el estudio de este fenómeno fisiopatológico a la vez que desarrollar nuevos modelos predictivos del éxito técnico en el seguimiento a largo plazo así como dar consistencia al trabajo refrendando los resultados de los *scores* desarrollados en el apartado anterior.

Correlación lineal entre variables relacionadas con el remodelado anatómo-eléctrico

Fueron consideradas las variables cuantitativas con asociación estadísticamente significativa con el éxito/fracaso de la ablación quirúrgica al cierre del seguimiento en el análisis univariante: *Edad*, *IMC*, *EuroSCORE aditivo*, *Años de evolución*, *Diámetro auricular izquierdo*, *Fracción de eyección del ventrículo izquierdo*, *DAF* y *SampEn*. La Tabla 18. resume los valores de correlación línea (*r* de Pearson) entre todos los pares de variables posibles.

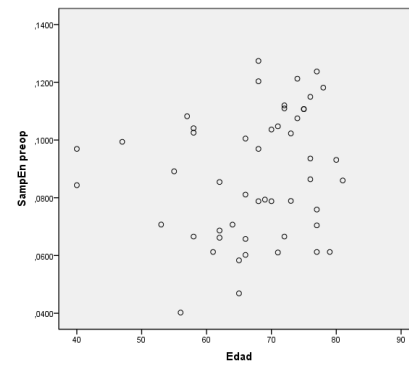
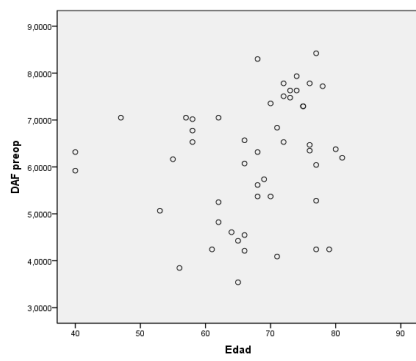
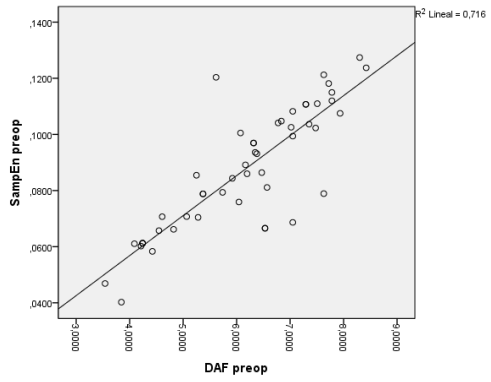
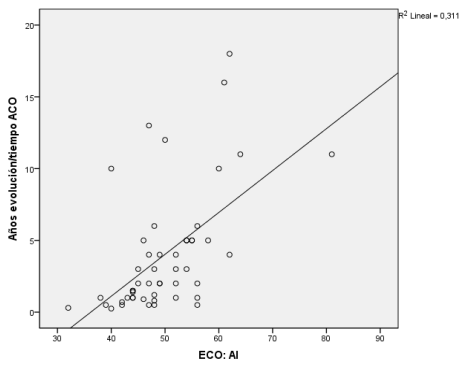
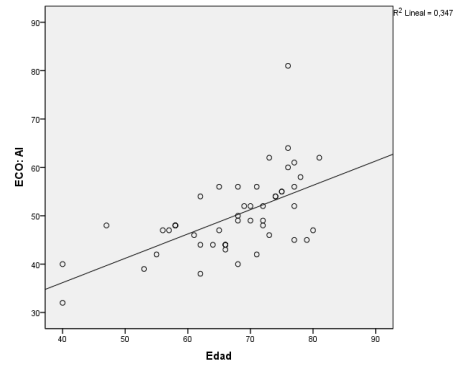
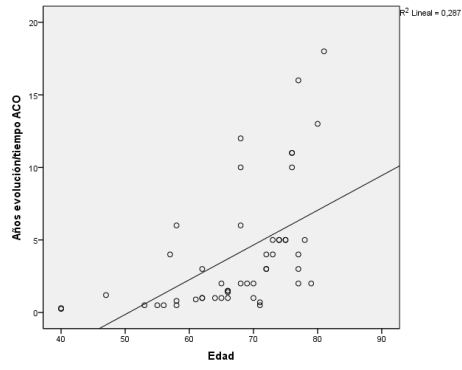
Para aquellas variables con correlación estadísticamente significativa se obtuvieron las

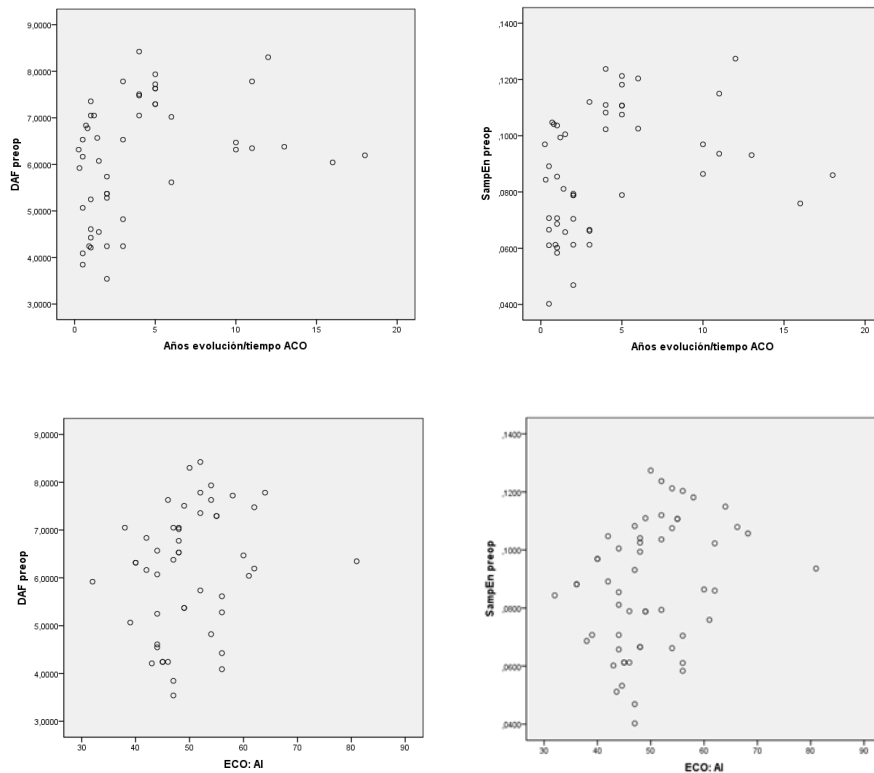
Correlaciones lineales de variables cuantitativas							
		Años evolucion.	Diámetro AI	FE%	DAF	SampEn	Potencia
Edad	<i>r</i>	0.536	0.589	-0.172	0.188	0.172	0.116
	<i>p</i>	<0.0001	<0.0001	0.233	0.192	0.233	0.424
Años evolución	<i>r</i>		0.557	-0.331	0.336	0.337	0.228
	<i>p</i>		<0.0001	0.019	0.017	0.017	0.111
Diámetro AI	<i>r</i>			-0.196	0.222	0.251	0.024
	<i>p</i>			0.173	0.121	0.079	0.871
FE%	<i>r</i>				-0.293	-0.328	-0.061
	<i>p</i>				0.039	0.020	0.673
DAF	<i>r</i>					0.846	-0.145
	<i>p</i>					<0.0001	0.315
SampEn	<i>r</i>						-0.227
	<i>p</i>						0.113

Tabla 18. Correlaciones lineales de variables cuantitativas relacionadas con el remodelado auricular. IMC: índice de masa corporal, AI: aurícula izquierda, FE%: fracción de eyección del ventrículo izquierdo, DAF: frecuencia auricular dominante, SampEn: entropía muestral, *r*: índice de correlación de Pearson.

representaciones gráficas de los diagramas de dispersión correspondientes. En los casos donde el índice *r* fue $\geq |0.5|$ se procedió al cálculo de la recta de regresión lineal.

Globalmente, la mayoría de los pares no presentaron asociaciones significativas y, en muchos de los que la presentaron, estas fueron $< |0.5|$ (débiles – moderadas). Sólo en 4 casos superaron $|0.5|$ en los pares *Diámetro auricular izquierdo* & *Edad*, *Diámetro auricular izquierdo* & *Años de evolución*, *Edad* & *Años de evolución* y *SampEn* & *DAF*. Particularmente, esta última fue especialmente fuerte lo cual apoya el planteamiento previo de incluir ambas conjuntamente en el modelo multivariante a fin de evitar errores de colinealidad.





Gráficos 22-31. Diagramas de dispersión de los pares de variables con correlación lineal estadísticamente significativa. Ver abreviaturas desglosadas en apartado 2.10.1 *Recogida, tratamiento inicial de datos y asignación de variables*. Para las correlaciones con $r > |0.5|$ fue calculada la recta de regresión lineal y expresado el valor de r^2 en la esquina superior derecha.

Algunas de las correlaciones son explicables por una naturaleza similar de las variables como el par *Edad & Años de evolución*. Asimismo, vista la fuerte correlación existente entre los parámetros de organización de la señal electrocardiográfica, es justificable la distribución casi idéntica cuando es evaluada su distribución frente a la *Edad, Años de evolución y Diámetro auricular izquierdo*.

Los anteriores diagramas de dispersión son especialmente interesantes para el estudio de la progresión del remodelado auricular en diferentes estadios de evolución, gracias al amplio espectro de pacientes incluidos en el estudio. Se analizará el remodelado auricular anatómico y eléctrico frente al tiempo de evolución y el anatómico frente al eléctrico; considerando cada los pacientes estudiados como estadios puntuales dentro de un proceso continuo.

Remodelado auricular anatómico frente al tiempo de evolución y la edad

Se observa una progresión positiva del crecimiento del diámetro auricular en función del tiempo (ver Gráfico 32A.). Aunque se ajusta de forma moderada a una ecuación lineal, puede mejorarse dicho ajuste con la aplicación de una ecuación cúbica, pasando el índice r de 0.558 a 0.603. El ajuste del crecimiento auricular izquierdo a la edad (Gráfico 32B.) sigue una tendencia análoga con índice r de 0.598 para la ecuación cúbica. Con ello, puede sugerirse la progresión del diámetro auricular, inicialmente decelerada para alcanzar un *platteau* de dilatación (menos patente en el ajuste temporal a la edad que a los años de evolución), con duración en nuestra serie de entre 5-8 años para posteriormente presentar una progresión tendente a exponencial (más marcada en el gráfico de ajuste a la edad) por continuación y progresión en la actuación de los mecanismos de sobrepresión de Laplace, tensión parietal así como la historia natural de la progresión de la valvulopatía subyacente cuya fisiopatología implica un paulatino aumento de la presión intracameral. No obstante, la falta de resultados en los valores extremos limita la obtención de conclusiones acerca de la tendencia de la relación entre el tamaño auricular y los parámetros temporales.

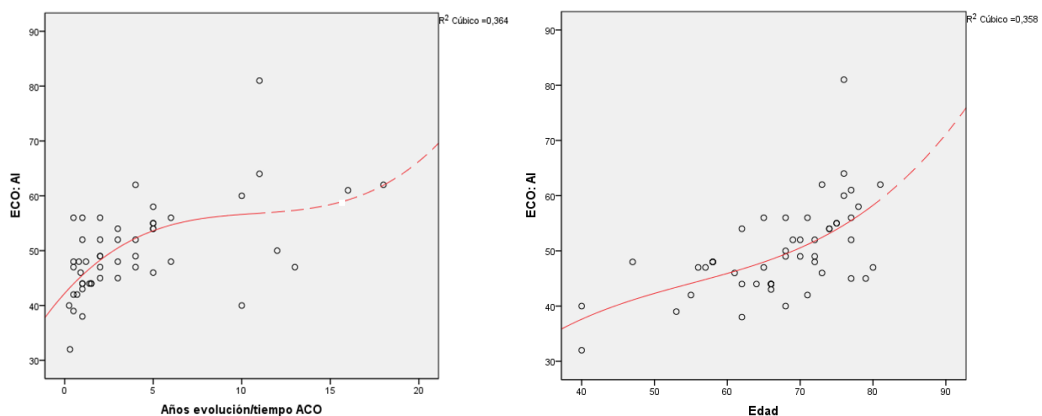
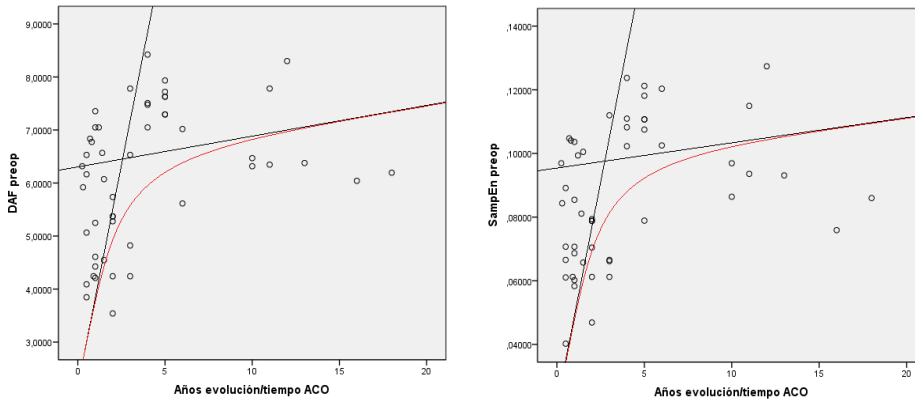


Gráfico 32A y 32B. Ajuste de la evolución del diámetro auricular izquierdo a lo largo del tiempo y en función de la edad a una curva bimodal.

Remodelado auricular eléctrico frente al tiempo de evolución y la edad

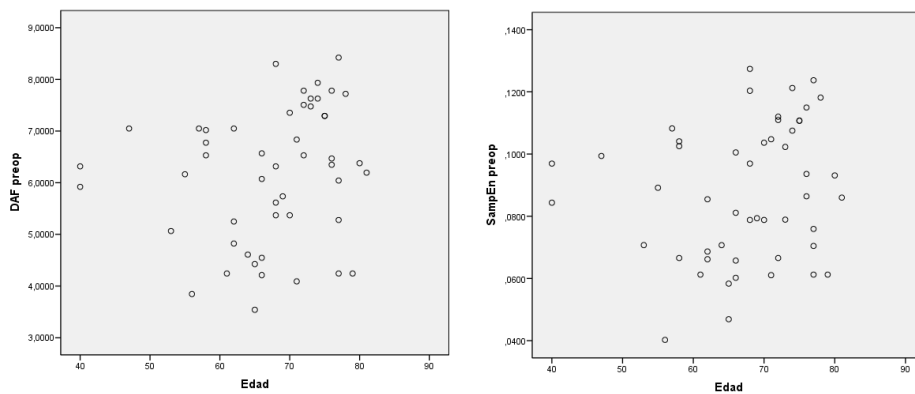
Puede analizarse indistintamente con *SampEn* o con *DAF*, al ser los resultados superponibles. Se sugiere también un comportamiento bimodal de forma que los pacientes durante los 5 primeros años presentan una progresión con buen ajuste a una recta lineal de la

desorganización eléctrica, rápida a partir de la cual, se establece una leve pendiente en el aumento del grado de remodelado eléctrico (ver Gráficos 33A y 33B.).



Gráficos 33A y 33B. Comportamiento de la evolución de la desorganización eléctrica auricular a lo largo del tiempo.

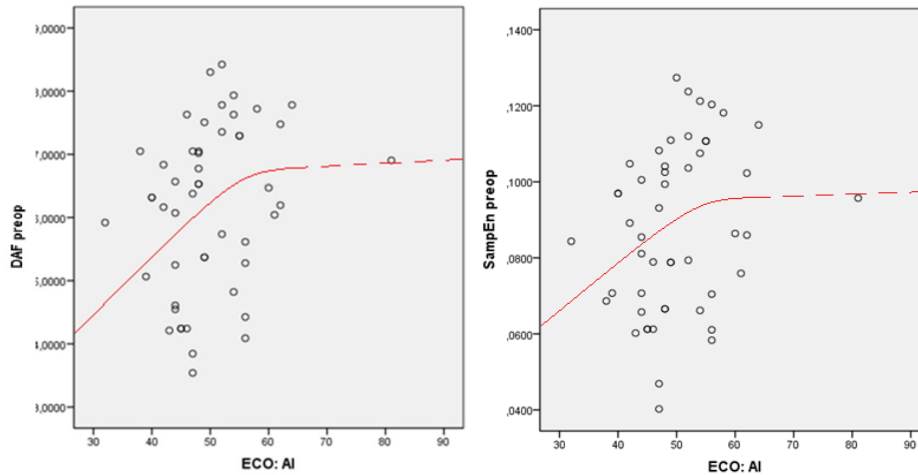
Por el contrario, no es posible la descripción de tendencia temporal alguna de los parámetros de remodelado eléctrico en función de la edad (Gráficos 34A y 34B.), puesto que se aprecian diagramas de dispersión en nube de puntos, sin poder establecerse correlación lineal coherente.



Gráficos 34A y 34B. Comportamiento de la evolución de la desorganización eléctrica auricular en función de la edad.

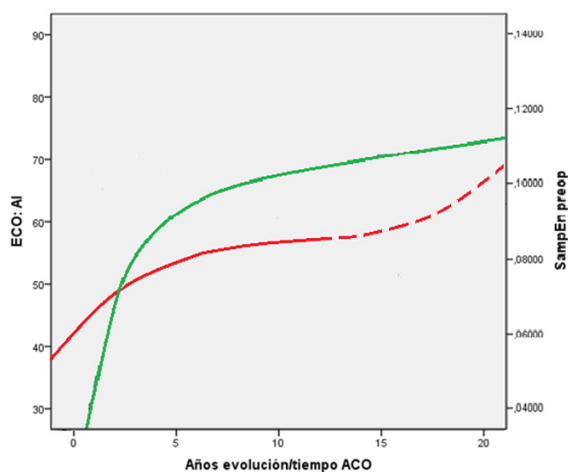
Remodelado auricular anatómico-eléctrico en grados progresivos

Habiendo ponderado la progresión temporal de ambos componentes del remodelado auricular, se tratará de evaluar el comportamiento de predominio de uno sobre el otro para diferentes estadios de evolución.



Gráficos 35 y 36. Comportamiento del remodelado anatómico vs. eléctrico en grados crecientes.

Puede sugerirse por el ajuste a una curva bimodal y el análisis comparativo de las anteriores gráficas con un eje de abscisas común, una progresión positiva de ambos componentes, proporcionada aunque con predominio del eléctrico en las fases iniciales. Posteriormente se modifica dicha tendencia para diámetros auriculares mayores con tendencia al paralelismo con



el eje de abscisas y, por consiguiente, la sugerencia de variaciones en el tamaño auricular mayores respecto de los del componente eléctrico. La falta de resultados en los valores extremos

Gráfico 37. Comparación del comportamiento del remodelado anatómico y eléctrico en función de un tiempo de evolución común. Rojo: tendencia temporal del remodelado auricular anatómico. Verde: tendencia temporal del remodelado auricular eléctrico.

limita la obtención de conclusiones acerca de la tendencia de la relación entre ambos parámetros.

Análisis de los factores clínicos asociados a la progresión del remodelado auricular anatómico-eléctrico

Se prosigue en la profundización del estudio del remodelado auricular analizándose el papel de los diferentes factores clínicos implicados en la progresión de cada uno de los componentes del remodelado, considerados separadamente. Se tomó como representante del remodelado anatómico el *Diámetro auricular izquierdo*. *SampEn* fue considerada en la valoración del remodelado eléctrico. En ambos casos constituyeron las variables clínicas no invasivas consideradas en el estudio más directamente relacionadas con este fenómeno fisiopatológico auricular. Se establecieron los índices de correlación lineal de Pearson entre dichas variables y las clínicas pre e intraoperatorias potencialmente relacionadas: *Edad*, *Peso*, *Talla*, *IMC*, *SC*, *HTA*, *EPOC*, *NYHA*, *FE%* (*fracción de eyección del ventrículo izquierdo*), *FA%* (*fracción de acortamiento del ventrículo izquierdo*), *DTDVI*, *DTSVI*, *DTDVD*, *PsAP*, *Enf. reumática*, *Cir. valv. tricúspide*, *Cir. valv. mitral*, *Disfunción mitral: estenosis*, *Disfunción mitral: insuficiencia*, *Años de evolución*, *Betabloqueantes preop.*, *Amiodarona/dronedarona preop.*, *Digoxina preop.*

Factores clínicos relacionados con el remodelado auricular anatómico

La Tabla 19. resume las variables con correlación estadísticamente significativa con el tamaño auricular izquierdo en nuestra muestra de pacientes. Tanto la *Edad*, *HTA* como *Años de evolución*, son variables reconocidas de forma causal en relación con la dilatación auricular izquierda. Sin embargo, esta relación fisiopatológica no es directa en el caso del *DTDVD* o la *Cirugía valvular tricúspide*, denotando simplemente una asociación estadística entre aquellos casos con mayor crecimiento auricular izquierdo consecuencia de una valvulopatía mitral

	r	p
Edad	0.589	<0.0001
HTA	0.521	<0.0001
DTDVD	0.522	<0.0001
Cir. valv. tricúsp.	0.443	0.001
Años evolución	0.557	<0.0001

Tabla 19. Variables clínicas significativamente correlacionadas con el diámetro auricular izquierdo. r: índice de Pearson, HTA: hipertensión arterial, DTDVD: diámetro telediastólico del VD.

subyacente en fases avanzadas donde ya existe dextralización, con dilatación ventricular derecha y disfunción tricuspídea funcional susceptible de tratamiento quirúrgico. Otra

variables potencialmente relacionada con el crecimiento auricular izquierdo es *FE%*, que muestra una correlación $r = -0.328$, próxima a la significación estadística ($p = 0.020$). Esta variable denotaría la relación existente entre un mayor deterioro de la función ventricular, insuficiencia cardiaca, y grados crecientes de dilatación de las cámaras cardiacas, entre ellas la auricular izquierda.

Factores clínicos relacionados con el remodelado auricular eléctrico

La Tabla 20. recoge las correlaciones estadísticamente significativas entre el grado de desorganización de la actividad eléctrica auricular y diferentes variables clínicas incluidas en el estudio.

	<i>r</i>	<i>p</i>
FE%	-0.328	0.020
Años evolución	0.337	0.017
Betabloq. preop.	-0.287	0.044

Tabla 20. Variables clínicas significativamente correlacionadas con la desorganización eléctrica auricular. *r*: índice de Pearson, *FE%*: fracción de eyección del ventrículo izquierdo.

La relación de las variables asociadas de forma significativa puede justificarse de forma causal. En el caso de *FE%*, grados más deteriorados de insuficiencia cardiaca podrían comportar niveles de presurización de las cámaras cardiacas aumentados. Este hecho ha sido descrito en la literatura como un factor fundamental en la génesis o desencadenamiento de episodios de FA por cambio en las propiedades eléctricas del miocardio auricular, particularmente de la pared posterior auricular izquierda a nivel de la unión veno-atrial: acortamiento de los periodos refractarios, reducción de la velocidad de conducción, aumento de la anisotropía eléctrica. Potencialmente, este fenómeno también podría estar relacionado con los fenómenos de perpetuación de la FA, más relacionados con las características de la muestra estudiada.

Los *Años de evolución* de la arritmia se relacionan con un grado de alteración de las propiedades eléctricas del miocardio auricular incrementado, a costa de la persistencia del proceso patológico que implica un aumento progresivo de la masa crítica auricular. No obstante, como se reflejó con anterioridad, el componente de incremento de la desorganización eléctrica posiblemente sea rápidamente progresivo durante los primeros años para después entrar en una fase de estabilización con ligera tendencia ascendente.

La presencia de tratamiento *Betabloqueante preoperatorio* se relaciona con un grado de organización eléctrica superior de la arritmia, contribuyendo a retroceder el grado de remodelado eléctrico por su efecto antiarrítmico de corrección de las alteraciones funcionales del miocardio en general y auricular en particular. Este hecho resulta de suma importancia y aplicabilidad a la práctica clínica, demostrándose la capacidad de mejorar el grado de organización de la arritmia mediante el tratamiento farmacológico. Así, esta regresión en el componente eléctrico de la masa crítica podría explicar la dependencia de algunos individuos del tratamiento antiarrítmico para el mantenimiento del ritmo sinusal postablación. Ya que la ablación quirúrgica puede actuar fundamentalmente sobre el componente anatómico de la masa crítica, de características más *fijas*; en aquellos pacientes con donde esta es límite para mantener ritmo sinusal postablación, la regresión del remodelado eléctrico por acción farmacológica confirma la naturaleza dinámica de la masa crítica, pudiendo permitir una reducción del nivel de la misma suficiente para permitir el mantenimiento sostenido del ritmo sinusal.

Otras variables dignas de mención que presentaron valores de p próximos a la significación estadística fueron $FA\%$ ($r = -0.237$; $p = 0.098$) y $DTSVI$ ($r = 0.248$; $p = 0.101$), con justificación causal análoga a la argumentada para $FE\%$; y *Amiodarona/Dronedarona preoperatoria* ($r = -0.212$; $p = 0.139$), con explicación superponible a la del tratamiento *Betabloqueante preoperatorio*.

Capacidad predictiva de los pares de variables anatómicas y electrocardiográficas

En aras de aplicar el análisis de los parámetros relacionados con el remodelado auricular en la predicción del resultado de restablecimiento de ritmo sinusal postablación, las variables con capacidad predictiva individual con $AUC \geq 0.7$, previamente determinada (Tabla 9.), fueron seleccionadas para establecimiento de la capacidad predictiva distribuidas en pares. Las variables fueron consideradas como dicotómicas en torno al punto de corte óptimo también establecido con anterioridad. Los pares fueron elaborados tomando las variables anatómicas (*Diámetro auricular izquierdo = 50 mm*), clínicas (*Edad = 67 años y Años de evolución = 3.5*) y electrocardiográficas (*DAF = 6.1798 Hz y SampEn = 0.0857*) a fin de contemplar varios componentes del remodelado auricular. No se incluyó la combinación *Edad & Años de evolución* por no ser relevante su análisis. Asimismo se elaboraron los correspondientes gráficos de dispersión, extrapolando los puntos de corte citados y los resultados del ritmo postablación. De esta forma, su área quedó distribuida en 4 cuadrantes con diferente

porcentaje de éxito en el restablecimiento del ritmo sinusal en cada uno de ellos. El cuadrante óptimo teórico para el éxito técnico correspondería al inferior izquierdo, situado por debajo de ambos puntos de corte de las variables predictivas. El más adverso correspondería teóricamente al superior derecho, por encima de ambos puntos de corte. Situaciones intermedias deberían reproducirse en los dos cuadrantes restantes. La Tabla 21. resume los resultados de la capacidad predictiva de los pares de variables.

Capacidad predictiva de pares de variables anatómico-clínicas-electrocardiográficas			
	AUC	IC 95%	p
Edad = 67 años & DAF = 6.1798 Hz	0.804	0.680–0.929	<0.0001
Edad = 67 años & SampEn = 0.0857	0.837	0.723–0.950	<0.0001
Años de evolución = 3.5 & DAF = 6.1798 Hz	0.825	0.704–0.946	<0.0001
Años de evolución = 3.5 & SampEn = 0.0857 Hz	0.840	0.724–0.955	<0.0001
Diámetro AI = 50 mm & DAF = 6.1798 Hz	0.885	0.793–0.978	<0.0001
Diámetro AI = 50 mm & SampEn = 0.0857	0.893	0.802–0.985	<0.0001
Edad = 67 años & Diámetro AI = 50 mm	0.696	0.546–0.845	0.018
Años de evolución = 3.5 & Diámetro AI = 50 mm	0.819	0.694–0.944	<0.0001

Tabla 21. Capacidad predictiva de los pares de variables anatómico-clínicas-electrocardiográficas del resultado del restablecimiento de ritmo sinusal postablación según puntos de corte preestablecidos. AUC: área bajo la curva ROC, IC95%: intervalo de confianza al 95%, DAF: frecuencia auricular dominante, SampEn: entropía muestral, AI: aurícula izquierda.

Aunque en casi todos los pares el AUC > 0.8, destacó especialmente la asociación de *Diámetro auricular izquierdo = 50 mm & SampEn = 0.0857*, con AUC próxima a 0.9. Distribuidos los resultados postablación de los casos estudiados en los cuatro cuadrantes del área de los diagramas de dispersión, pudo comprobarse una tendencia sostenida de:

- Cuadrante inferior izquierdo: éxito postablación en la gran mayoría de los pares de variables, presentando ausencia de casos con fallo técnico en este cuadrante (el de condiciones óptimas para el restablecimiento del ritmo sinusal) en aquellos que combinaron el *Diámetro auricular izquierdo* con uno de los parámetros de desorganización de la actividad auricular.

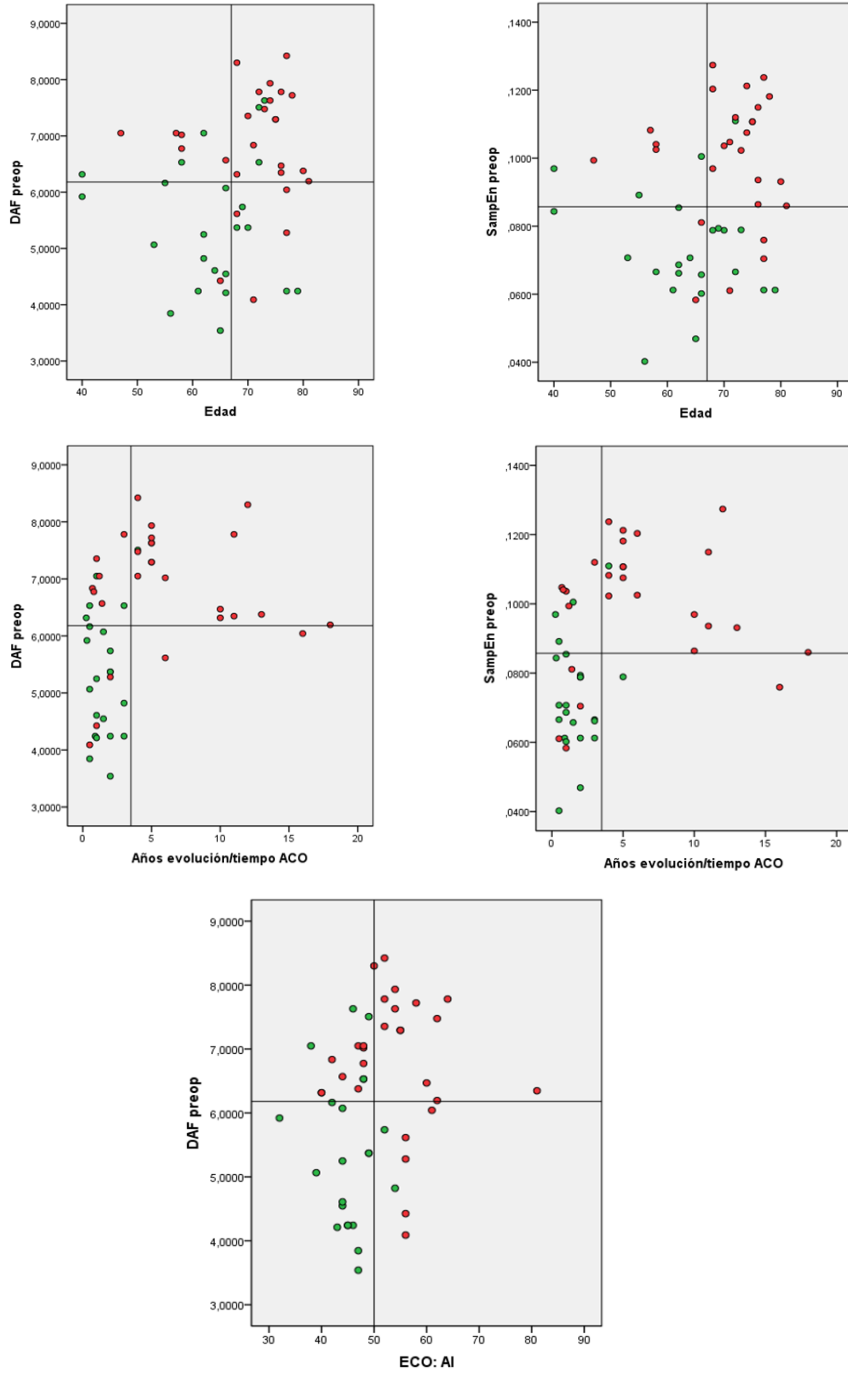
- Cuadrante superior derecho: fallo en el restablecimiento del ritmo sinusal postablación de forma sostenida en prácticamente todos los casos incluidos independientemente del par de variables considerado. No obstante, volvió a reproducirse una mayor perfección en la asignación para la combinación de *Diámetro auricular izquierdo* con uno de los parámetros de desorganización de la actividad auricular.

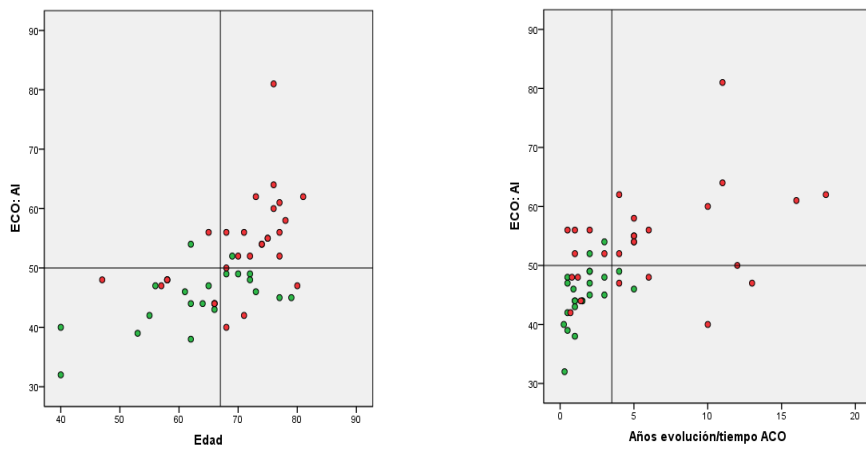
- Cuadrante inferior derecho: presentó, en todas las combinaciones de pares de variables, un número de pacientes menor que en los dos anteriores (mayoritarios), con resultados de éxito-fracaso postablación diferentes según los pares de variables considerados. En el análisis particular de la distribución de los casos en diferentes combinaciones de variables, puede comprobarse que los pares *Edad* & una de las variables de desorganización de la actividad eléctrica, fueron los que incluyeron un mayor número de casos al poder hallarse pacientes con edades más avanzadas y con aurículas con bajo grado de desorganización eléctrica. De igual forma, se reproducen estos mismos resultados para el par *Edad* & *Diámetro auricular izquierdo*. Sin embargo, en la combinación de *Años de evolución* & una de las variables de desorganización de la actividad eléctrica, los casos incluidos fueron muy escasos y en íntima proximidad a los puntos de corte, denotando una casi ausencia de pacientes con largos tiempos de evolución de la arritmia y grados de desorganización eléctrica baja. En el diagrama análogo de *Años de evolución* & *Diámetro auricular izquierdo*, puede comprobarse que en este cuadrante también se sigue una norma similar que para los parámetros eléctricos, siendo concordante el comportamiento de ambas esferas del remodelado auricular en función del tiempo de evolución de la arritmia. En lo que respecta a los pares que analizan las variables relacionadas directamente con ambos componentes del remodelado auricular, *Diámetro auricular izquierdo* & *DAF* ó *SampEn*, destaca un número muy limitado de pacientes con diámetros auriculares aumentados y organización eléctrica auricular. De hecho, los escasos casos incluidos se presentan en proximidad a los puntos de corte, refiriendo nuevamente la limitación en la evolución natural del proceso patológico analizado de forma independiente para cada una de las esferas del remodelado respecto del tiempo de evolución. Además, la mayoría de pacientes presentes en este cuadrante para estas combinaciones de variables, es desfavorable para el restablecimiento del ritmo sinusal postablación. Finalmente, para

el par *Edad & Diámetro auricular izquierdo*, cabe mencionar la presencia de un número de casos notable ligeramente inferior respecto de los presentes en el cuadrante superior derecho, demostrando una tendencia de la aurícula hacia el crecimiento a medida que la edad de los pacientes es superior. Los casos en los que se consiguió el restablecimiento del ritmo sinusal fue notablemente alto, consecuencia de presentar el éxito/fracaso técnico mayor relación con parámetro anatómico que con la edad del paciente.

- Cuadrante superior izquierdo: Globalmente presenta un número de casos que, aunque menor que en el caso de los dos primeros cuadrantes analizados, es notablemente superior al precedente en la mayoría de diagramas de dispersión analizados. Para las combinaciones de *Edad &* una de las variables de desorganización de la actividad eléctrica, la distribución del éxito/fracaso técnico fue muy similar a la descrita para el cuadrante inferior derecho. Sin embargo, para los pares *Años de evolución &* una de las variables de desorganización de la actividad eléctrica, fue notable un número de pacientes mucho mayor en este cuadrante respecto del anterior, por lo que, en la evolución natural de la enfermedad, es posible hallar aurículas con altos grados de desorganización eléctrica en estadios precoces. Estos casos fueron desfavorables para el restablecimiento del ritmo sinusal postablación, obteniéndose un porcentaje de éxito en nuestra serie inferior al 50%. En el diagrama correspondiente a *Años de evolución & Diámetro auricular izquierdo*, se reprodujeron los hallazgos descritos para los parámetros de organización de la señal eléctrica en función del tiempo en lo que respecta al restablecimiento del ritmo sinusal postablación, pero el número de pacientes incluidos fue menor y se situaron en proximidad al punto de corte del *Diámetro auricular izquierdo*. Por ello, en el análisis de los pares *Diámetro auricular izquierdo & DAF ó SampEn*, existió una mayor dispersión de los valores de los casos, sin quedar tan ajustados a los puntos de corte respecto de lo descrito para el cuadrante inferior derecho. Su número fue ligeramente superior, pudiendo sugerirse la posibilidad de una tendencia en la historia natural del remodelado auricular de permitir el desarrollo, en ciertos casos, de aurículas en FA con alto grado de desorganización eléctrica sin una marcada dilatación. Estos casos fueron asimismo muy desfavorables para el restablecimiento del ritmo sinusal postablación. Para el diagrama *Edad & Diámetro auricular izquierdo*, fue característica la práctica ausencia de casos en este cuadrante, en probable relación a las características de la

muestra estudiada donde los pacientes jóvenes mostraron escasa dilatación auricular más que por imposibilidad fisiopatológica de que se presenten combinadamente ambos fenómenos.





Gráficos 38-44. Diagramas de dispersión con extrapolación de los resultados del resultado postablación quirúrgica al cierre del seguimiento: rojo: fallo, verde: éxito de restablecimiento de ritmo sinusal sostenido. DAF: frecuencia auricular dominante, SampEn: entropía muestral, AI: aurícula izquierda, ACO: anticoagulación oral.

En resumen, a la vista del análisis individualizado de las relaciones de los diferentes pares de variables, los componentes del remodelado auricular anatómico y eléctrico presentan un comportamiento aproximadamente paralelo en relación con el tiempo de evolución o historia natural de la FA, que tiene implicaciones sobre el resultado del éxito del procedimiento de ablación quirúrgica a largo plazo. Así, en estadios precoces, la progresión del remodelado anatómico y eléctrico tiende a ser paralela, mostrando este tipo de pacientes una condición óptima para el restablecimiento del ritmo sinusal. Sin embargo, existen subgrupos de pacientes que, en estadios precoces, presentan grados de remodelado eléctrico avanzado que comprometen el resultado quirúrgico, sin verse acompañado en la misma medida por estadios análogos de dilatación auricular. En fases más tardías de la evolución de la arritmia, ambos componentes del remodelado también muestran una progresión paralela, que prácticamente inhabilita la posibilidad de conseguir el restablecimiento del ritmo sinusal, según la metodología y resultados obtenidos en nuestra serie. No obstante, existen divergencias entre ambos componentes de forma que, en lo que respecta a la desorganización eléctrica, en tiempos de evolución prolongados existe una práctica ausencia de casos con bajo grado de remodelado eléctrico, contrastando con un espectro más amplio de grados de dilatación auricular. Esta descripción posiblemente confirme los hallazgos previos de una progresión rápida del componente eléctrico que posteriormente alcanza una meseta y un carácter más progresivo del segundo de los componentes con diferente grado de desarrollo entre los diferentes individuos.

Debido a la excelente capacidad predictiva, el par de variables representado en el diagrama *Diámetro auricular izquierdo & SampEn* es seleccionado como modelo predictivo gráfico, permitiendo optimizar los resultados de la ablación quirúrgica por medio de la selección de casos según la combinación de puntos de corte preestablecidos. Los puntos de corte podrían ser extendidos a *Diámetro auricular izquierdo = 53 mm* y *SampEn = 0.08673*, sin variar los resultados de 100% de éxito de ablación para el cuadrante inferior izquierdo.

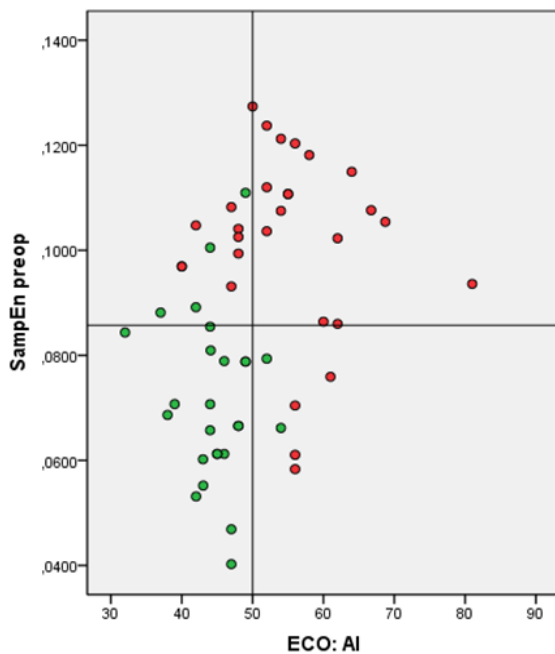


Gráfico 45. Diagrama de dispersión del par *Diámetro auricular izquierdo & SampEn* con extrapolación de los resultados del resultado postablación quirúrgica al cierre del seguimiento: rojo: fallo, verde: éxito de restablecimiento de ritmo sinusal sostenido. SampEn: entropía muestral, AI: aurícula izquierda.

3.5 VALIDACIÓN DE LOS SCORES CLÍNICO-ELECTROCARDIOGRÁFICOS POR EL ANÁLISIS DEL REMODELADO AURICULAR.

Por último, se evaluará la distribución de las puntuaciones de los *scores* clínico-electrocardiográficos previamente descritos, S_2DAY y DAY , aplicados a los pacientes incluidos en el estudio, a fin de comprobar la coherencia de ambos sistemas predictivos en función de los parámetros y/o modelos obtenidos tras el análisis de las características del remodelado auricular.

S₂DAY score

El Gráfico 46. representa la distribución de puntuaciones del sistema de puntuación S₂DAY en el Gráfico 45. *Diámetro auricular izquierdo & SampEn*, par de variables del remodelado con mejor capacidad predictiva del éxito postablación. Compruébese la graduación de las puntuaciones en los casos incluidos en el área del gráfico de forma coherente desde el ángulo inferior izquierdo al superior derecho. Asimismo, la distribución de las puntuaciones por cuadrantes es concordante con las características de los dos parámetros del remodelado auricular para el éxito de restablecimiento de ritmo sinusal postablación. Así, como se aprecia en el Gráfico 46., las puntuaciones 0 y 1 quedan englobadas en su práctica totalidad en el cuadrante inferior izquierdo y la puntuación 5 queda resumida al superior derecho.

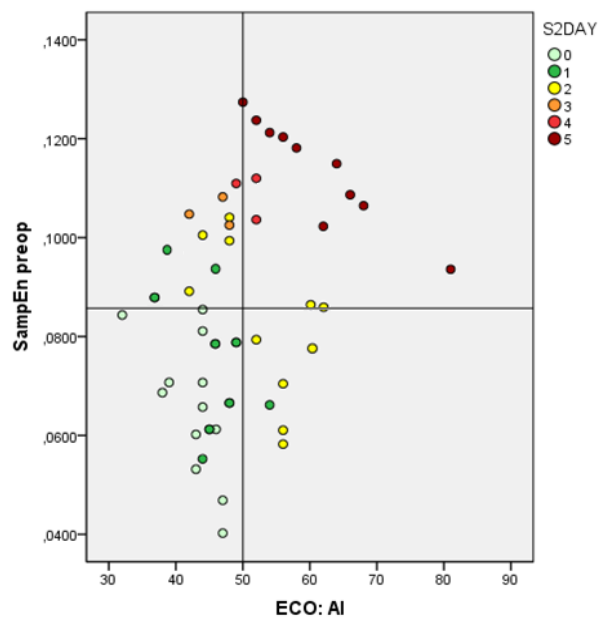


Gráfico 46. Diagrama de dispersión del par *Diámetro auricular izquierdo & SampEn* con extrapolación de las puntuaciones del score S₂DAY. SampEn: entropía muestral, AI: aurícula izquierda.

En base a este análisis, se obtuvo, en la experiencia de nuestra serie, el punto de corte para la puntuación del modelo S₂DAY de predicción del éxito a largo plazo del restablecimiento de ritmo sinusal postablación para FA crónica concomitante en con valor 1 punto. La Tabla 22. y Gráfico 47. concluyen el 100% de éxito de restablecimiento de ritmo sinusal para puntuaciones iguales o inferiores a 1 punto, presentando una tasa de éxito decreciente para superiores hasta ser del 0% en los casos con 5 puntos.

Score predictivo clínico-electrocardiográfico de éxito de la ablación quirúrgica (S ₂ DAY score)			
Puntuación	Éxito de ablación		Tasa de éxito
	Sí (31)	No (19)	
0	14	0	100%
1	10	0	100%
2	5	5	50%
3	1	2	<20%
4	1	2	
5	0	10	

Tabla 22. Tasa de éxito de restablecimiento del ritmo sinusal postablación para cada una de las puntuaciones del score clínico-electrocardiográfico S₂DAY.

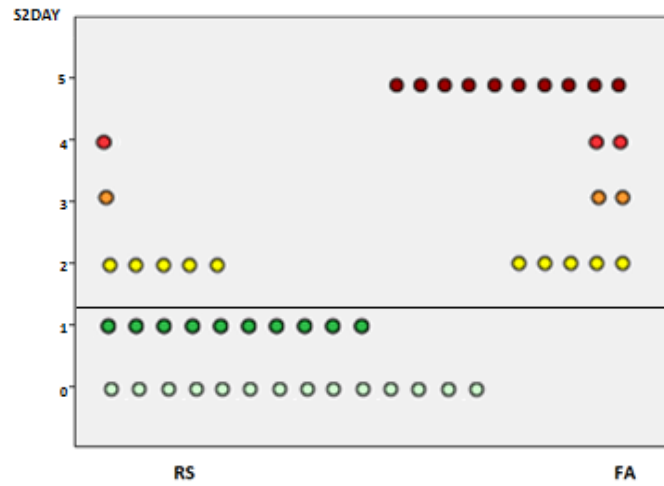


Gráfico 47. Distribución de éxito/fallo del restablecimiento del ritmo sinusal postablación para cada una de las puntuaciones del score clínico-electrocardiográfico S₂DAY.

DAY score

De forma análoga al anterior modelo, el Gráfico 48. representa la distribución de puntuaciones del sistema de puntuación DAY. En este caso, se ha preferido su representación en un gráfico de dispersión tridimensional *Diámetro auricular izquierdo & Edad & Años de evolución*. La graduación de las puntuaciones en los casos incluidos en el área del gráfico es igualmente coherente y progresiva, aumentando desde el ángulo inferior izquierdo profundo al superior derecho superficial, siendo en este caso el rango de valores inferior. También se exponen las 3 vistas del gráfico tridimensional que comprueban la mencionada tendencia. En estos gráficos, la distribución de las puntuaciones por cuadrantes sigue un patrón análogo al descrito con anterioridad, quedando todos los valores 0 incluidos en los cuadrantes inferiores izquierdos y 3 en los superiores derechos.

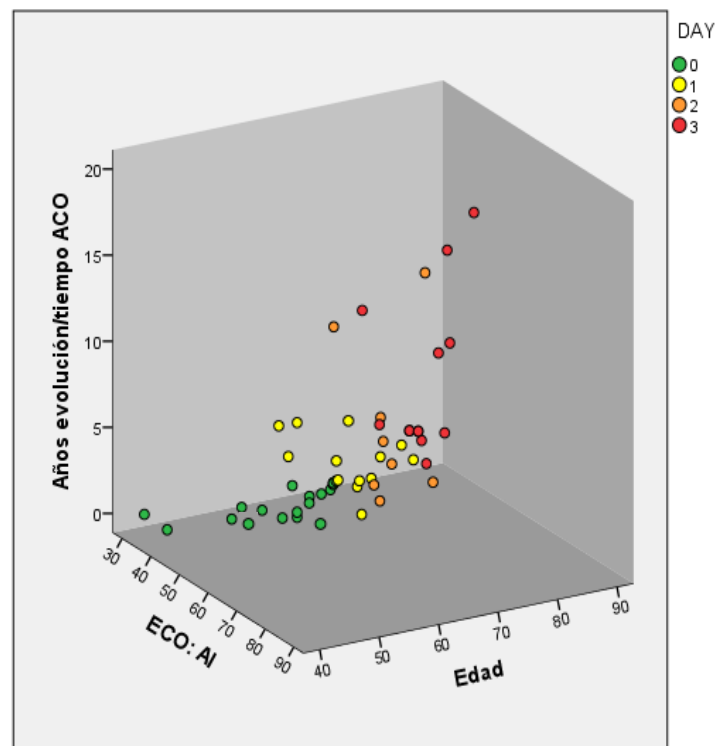
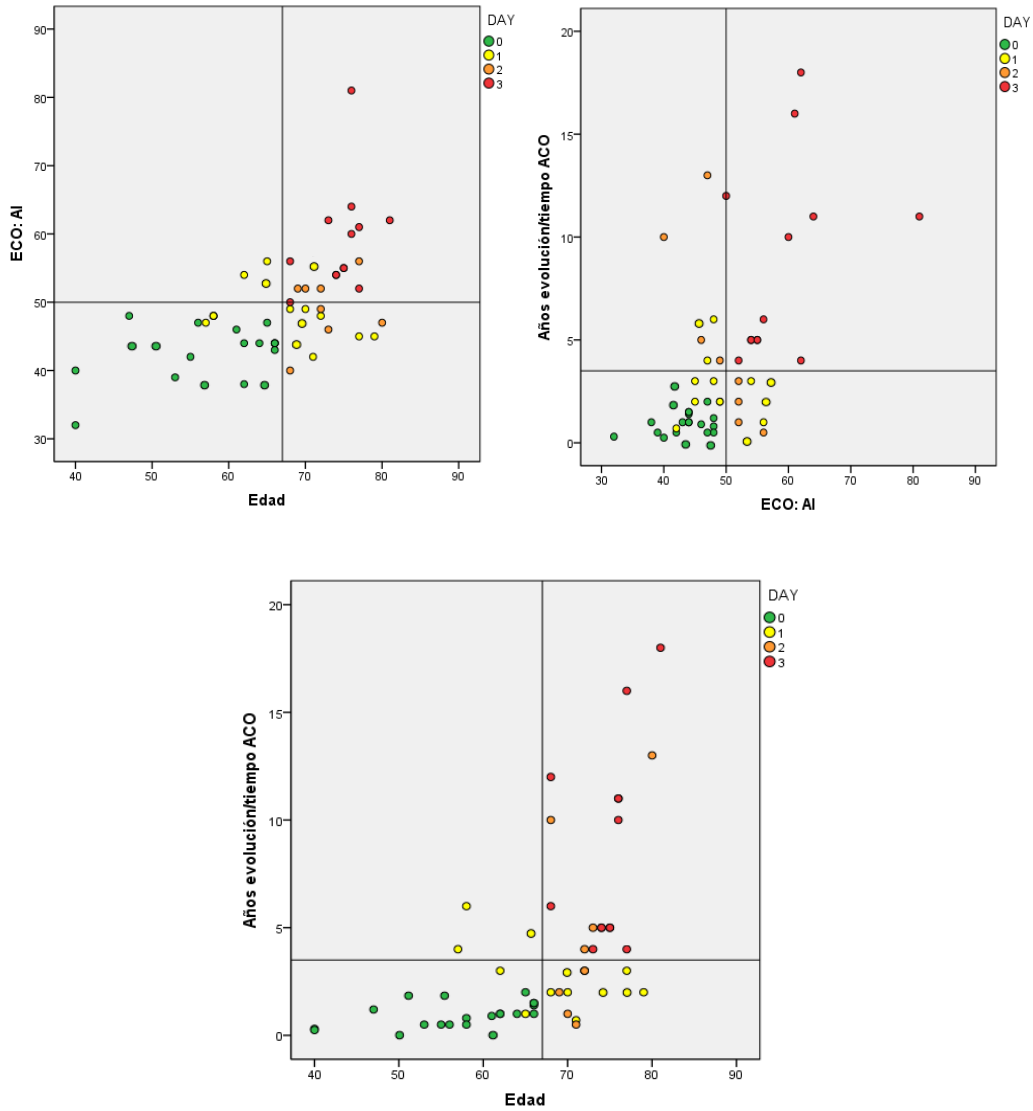


Gráfico 48. Diagrama de dispersión tridimensional *Diámetro auricular izquierdo & Edad & Años de evolución*, con extrapolación de las puntuaciones del score DAY. ACO: anticoagulación oral, AI: aurícula izquierda.



Gráficos 49, 50 y 51. Diagramas de dispersión por pares del modelo tridimensional *Diámetro auricular izquierdo & SampEn* con extrapolación de las puntuaciones del score DAY. SampEn: entropía muestral, AI: aurícula izquierda.

Sin embargo, puede comprobarse un peor ajuste del citado sistema de puntuación al presentar valores 1 compartidos entre el cuadrante inferior izquierdo y los adyacentes. La Tabla 23. y Gráfico 52. expresan el porcentaje de éxito para cada una de las puntuaciones del DAY score, seleccionándose como punto de corte el valor 0. Para valores superiores a este, la tasa de éxito global fue de un 43%, reduciéndose progresivamente para valores crecientes. No obstante,

para valor 0, la tasa de éxito no fue del 100%, incurriendo en más de un 15% de falsos positivos, denotando una mayor imprecisión del modelo basado exclusivamente en parámetros clínicos.

Score predictivo clínico de éxito de la ablación quirúrgica (DAY score)			
Puntuación	Éxito de ablación		
	Sí (31)	No (19)	Tasa de éxito
0	17	2	89.5%
1	10	5	66.7%
2	3	5	37.5%
3	1	7	12.5%

Tabla 23. Tasa de éxito de restablecimiento del ritmo sinusal postablación para cada una de las puntuaciones del score clínico DAY.

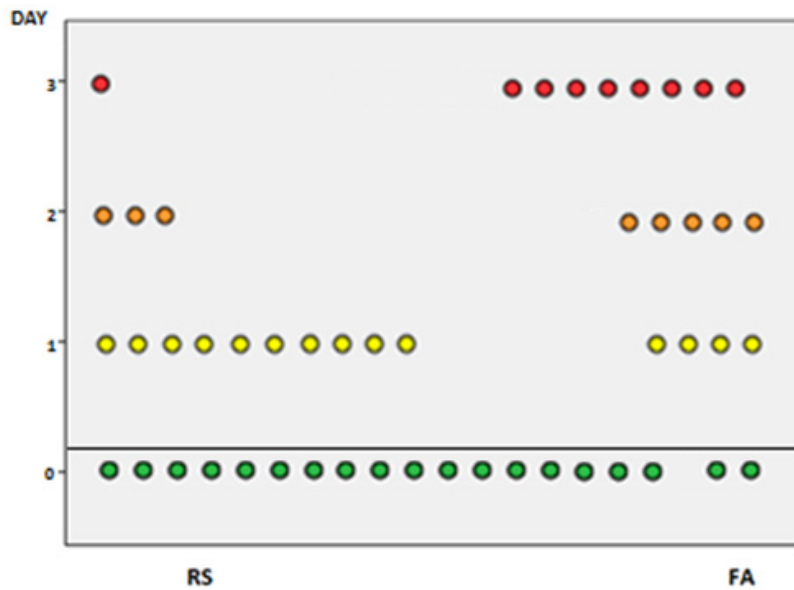


Gráfico 52. Distribución de éxito/fallo del restablecimiento del ritmo sinusal postablación para cada una de las puntuaciones del score clínico DAY.



DISCUSIÓN

4. DISCUSIÓN

4.1 INTRODUCCIÓN

La ablación quirúrgica de la fibrilación auricular constituye uno de los campos de tratamiento dentro del espectro de patologías y técnicas abordadas por la cirugía cardíaca actual con evolución más reciente. Desarrollada desde los años 80 y consolidada en la década de los 90, en palabras del propio Cox, *el principal valor de la técnica Maze no es que “cure” la FA, sino que la explica*⁹¹. Los resultados de estudios y la experiencia clínica han conducido al desarrollo de la ablación quirúrgica como se conoce en la actualidad, dando como fruto una técnica con amplias posibilidades de aplicación y reproductividad. Sin embargo, la retroalimentación surgida con motivo de su desarrollo, ha permitido profundizar en el conocimiento de la fisiopatología de la arritmia y el remodelado auricular, siendo hoy en día uno de los campos con mayor producción científica en el área de las ciencias cardiovasculares.

El creciente interés en los pasados años de la industria biomédica por el desarrollo de sistemas adyuvantes de registro y ablación, permitió la extensión del procedimiento basándolo en el empleo de fuentes de energía¹¹⁸. Este hecho junto a la estandarización y reducción del riesgo de las intervenciones quirúrgicas, facilitó su rápida adopción en la comunidad quirúrgica fundamentalmente como procedimiento concomitante¹⁴⁴. Además, la adición de un interés creciente por los abordajes mínimamente invasivos, ha potenciado todavía más el abanico de posibilidades de este campo, también hacia la ablación electiva.

Por otro lado, el desarrollo de los tratamientos farmacológicos y los sistemas de mapeo y ablación con catéter llevan a que, consideradas todas las posibilidades de tratamiento de la fibrilación auricular, dentro de un planteamiento de control del ritmo, el rango de actuación sea muy amplio y debiera considerarse, para determinados casos o escenarios clínicos, desde un enfoque multidisciplinar⁹¹. Además, a pesar de lo limitado de la evidencia al respecto, especialmente en lo que representa a estudios comparativos¹⁷⁹; la no inferioridad del abordaje quirúrgico sobre el percutáneo, permite considerar a los pacientes candidatos a ablación aptos para la mayoría de procedimientos de cualquiera de las estrategias, de forma aislada o combinada.

En consecuencia, el rápido desarrollo experimentado por la ablación quirúrgica de la FA desde sus orígenes, ha precedido al establecimiento de consensos e indicaciones sólidas, llevando a una falta de optimización en su aplicación. La experiencia de series de casos y la opinión de expertos ha guiado el rumbo de la práctica de múltiples grupos con programas de ablación quirúrgica, sometiendo a pacientes a procedimientos sin fruto, con el consiguiente coste económico y humano. A pesar de los diferentes intentos de búsqueda de cohesión mediante la elaboración de guías clínicas^{1,109-115} por las diferentes sociedades científicas, el establecimiento de un consenso sólido ha quedado mermado al concommitar una falta de evidencia científica de calidad y preceder la extensión de la técnica a la disponibilidad de unas indicaciones y criterios de selección de pacientes consensuados. La definición del manejo óptimo para cada caso en particular aún hoy permanece pobremente esbozada y queda a criterio (o *arte*) de la experiencia y protocolos de los diferentes grupos de trabajo. El hecho de que factores anatómicos, electrofisiológicos y técnicos se involucren conjuntamente en el resultado postablación^{147-149,157,160,177} y que hayan de tenerse en cuenta en la toma de la decisión de la mejor alternativa terapéutica, así como el amplio abanico de posibilidades técnicas sin criterios de aplicación firmes disponible; hace necesaria la individualización del manejo, dificulta la estandarización de los procedimientos, el diseño de estudios y la obtención de conclusiones. Será necesaria mayor investigación en el futuro, probablemente en el seno de ensayos multicéntricos o promovidos por sociedades científicas, para conseguir fundamentar la mejor alternativa que podamos ofrecer a cada uno de nuestros enfermos.

Con valor parejo al de los hallazgos clínicos, el presente trabajo ha tratado de recopilar el conocimiento disponible en la actualidad en el campo de la ablación quirúrgica de la FA, ordenándolo y tratando de dotarlo de coherencia, desde sus fundamentos anatómicos y fisiológicos hasta la práctica clínica actual, pasando por las posibilidades técnicas y tecnológicas de ablación, registro y procesado de señal, con su desarrollo teórico e histórico. En lo que respecta a la investigación clínica, el trabajo ha pretendido ofrecer nueva evidencia, con una metodología reproducible, buscando directa aplicabilidad a la práctica clínica cotidiana para la optimización de los resultados de la ablación quirúrgica de la FA concomitante, desde un punto de vista eficiente; no dejando de aprovechar para profundizar también en el estudio de los conceptos clínicos del remodelado auricular anatomo-eléctrico^{51,55,181}, tan intrínsecamente relacionado con el resultado del procedimiento de ablación.

4.2 RESULTADOS DE LA ABLACIÓN QUIRÚRGICA ACTUAL EN EL TRATAMIENTO DE LA FIBRILACIÓN AURICULAR

El éxito de la ablación quirúrgica registrado en el grupo de pacientes estudiados, al cierre del seguimiento, superó el 60% de restablecimiento de RS. Este porcentaje se sitúa por debajo de lo expresado en las series de la literatura y de la experiencia del programa de ablación quirúrgica del Servicio de Cirugía Cardíaca del Hospital General, con más de 10 años de existencia (éxito de ablación global precoz 72% en seguimiento equivalente). Aunque lejos de alcanzar los porcentajes de la serie de Cox de Maze III publicada en el año 2000¹⁰³ (346 pacientes, 99% restablecimiento RS, 2% mortalidad, >93% función de transporte biauricular), el análisis de las causas que han podido conducir a dicho resultado puede aplicarse en profundizar sobre el análisis para la identificación de diferentes factores involucrados en el resultado postablación:

- **Selección de casos:** la inclusión de los casos en el estudio tuvo lugar de forma consecutiva y apoyada en indicaciones actualmente aceptadas. No se produjo modificación alguna en el procedimiento de manejo perioperatorio de los pacientes sometidos a ablación quirúrgica durante el periodo de inclusión en el estudio diferente del seguido hasta la fecha en el programa de ablación quirúrgica del Servicio. Sin embargo, el porcentaje de éxito anteriormente expresado, cuestiona la calidad de unas guías clínicas laxas^{1,109-115} así como reclama la necesidad de establecer unos criterios de selección objetivos que concreten la población de pacientes candidata a la ablación, de acuerdo a los procedimientos técnicos y tecnológicos disponibles en la actualidad. Sólo con la aplicación de los mismos, llevando a cabo la ablación en un grupo de pacientes con mejores características en lo que respecta al grado de remodelado auricular, se habrían conseguido resultados superiores (a >22 meses: 100% para S₂DAY score ≤1 punto y casi 90% para DAY score = 0 puntos). Asimismo, la falta de inclusión de casos con FA paroxística concomitante o de procedimientos de ablación de FA aislada ha podido limitar la consecución de éxito terapéutico en comparación con otras series comunicadas. Consideramos inaceptable la comunicación de los resultados conjuntos de FA paroxística o ablación electiva junto al de la ablación de la FA crónica concomitante, al tratarse de escenarios claramente diferentes. Como se refiere en el Registro Español del Grupo de Trabajo en Cirugía de las Arritmias y Estimulación Cardíaca de la SECTCV de 2010¹²⁶, el restablecimiento del

ritmo sinusal al alta fue de un 84% para la FA paroxística (concomitante o aislada) y 64.5% para la crónica; $p < 0.001$, resultado más próximo al de la serie estudiada al proceder de una fuente multicéntrica de nuestro medio no seleccionada. Esto datos, sin embargo, no se ofrecen para un seguimiento comparable al de nuestra serie.

- **Fuentes de energía:** la utilización de fuentes de energía respecto de la técnica de corte-sutura, incorpora un grado de recurrencia superior ya en el seguimiento a medio plazo¹⁸⁰. Series como la de Cleveland¹⁷⁸ y Mayo Clinic¹⁸⁰ se aproximan a los resultados de Cox con la técnica de corte-sutura, con un 90% de éxito al año. Sin embargo, Prasad et al.¹⁸², con un porcentaje de restauración del RS del 86% a 5.4 años; Groh et al.¹⁸³ con un 84% al año; Guillinov et al. con un 80% al año y otras series de ablaciones menos completas (Sueda et al., Melo et al., Güden et al., Benussi et al.)¹⁴⁴ por debajo del 70% en el largo plazo, demuestran las limitaciones de la ablación basada en fuentes de energía. Ello puede quedar justificado por la presencia de déficits de transmuralidad¹⁸⁴ y/o continuidad, elementos imprescindibles para conseguir la eficacia del patrón lesional. A pesar de utilizarse dos de las fuentes con mejores resultados reconocidos, puede que el desarrollo tecnológico no sea todavía hoy suficiente y haya podido comprometer los resultados obtenidos en la serie estudiada. Asumiendo la producción de *gaps* en las líneas de ablación con los medios actuales, posiblemente la selección de candidatos cobre todavía mayor importancia al existir una vulnerabilidad incrementada para la recurrencia al poderse completar circuitos de reentrada con mayor facilidad si las características del remodelado auricular lo permiten. Contradictoriamente, Khargi et al.²⁰³ muestran, sin embargo, una revisión sistemática de la literatura donde, una vez corregida la diferente frecuencia de realización de los procedimientos de ablación de corte-sutura vs. fuentes de energía alternativas (microondas, radiofrecuencia y crioablación) en lo que respecta a tipo de patrón, edad de los pacientes, cardiopatía quirúrgica concomitante y tipo de FA tratada (paroxística/crónica); no hallaron diferencias significativas en la tasa de restauración de ritmo sinusal entre ambas técnicas.

- **Prevalencia de cardiopatía reumática:** como ya se refirió con anterioridad, el porcentaje de pacientes con cardiopatía reumática fue elevado (59.3% en valvulopatía aórtica, 52.2% en mitral, 46% en la serie global) en comparación con los estándares habituales de la propia experiencia del Servicio así como los descritos en la literatura¹⁸⁵. Este hecho ha podido lastrar los resultados obtenidos tras la ablación a la

vista de que, la enfermedad reumática es un factor de riesgo reconocido de recurrencia^{112,147,149,178,186-189} dado que suele asociarse a una cardiopatía generalmente más evolucionada y añade fenómenos fisiopatológicos que lo hacen especialmente agresivo en la progresión del remodelado anatómico-eléctrico^{85,186}. Así, la cardiopatía reumática suele asociar tamaños de aurícula izquierda superiores, reconocidos en los estudios de Kamata et al.¹⁸⁷ y Chen et al.¹⁸⁸ como factores de riesgo de recurrencia; así como tiempos de evolución de la arritmia mayores, asociados a una mayor tasa de recurrencia de FA postablación en los estudios de Kim et al.¹⁸⁹ y Gaynor et al.¹⁹⁰ La prevalencia elevada de cardiopatía reumática tuvo también impacto sobre el porcentaje de pacientes candidatos a reparación valvular mitral (38.6%), en el contexto de un servicio con una política activa en dicho campo siendo Centro de Referencia Nacional.

- **Esquema terapéutico:** en un 80% de los casos en los que fue llevada a cabo ablación, los pacientes habían estado sometidos a un esquema terapéutico propio del control de frecuencia sin intención de mantenimiento del RS (30% en tratamiento con digoxina)^{191,192}. Por ello, en estas condiciones, puede considerarse la ablación quirúrgica realizada como un procedimiento de rescate más que de continuación del plan de manejo terapéutico, con la consiguiente repercusión en los resultados postablación obtenidos. Asimismo, este grado de avance de la cardiopatía/morbilidad presente en los pacientes sometidos a ablación queda reflejado en factores como: edad media próxima a los 65 años, riesgo quirúrgico moderado-alto en EuroSCORE, 16% de reoperaciones y cirugía multivalvular (media 1.64 ± 0.80 válvulas intervenidas, incluidos casos de cirugía coronaria + ablación) con dextralización de la patología requiriendo reparación tricuspídea en el 32% de los casos. Este perfil de pacientes candidatos a ablación quirúrgica concomitante podría estar justificado por una mayor tendencia del colectivo cardiológico a remitir los pacientes con valvulopatía, particularmente mitral, en estadios de evolución más precoces a fin de beneficiarse de técnicas de reparación valvular y procedimientos mínimamente invasivos, reduciéndose la prevalencia global de FA en los pacientes sometidos a cirugía cardíaca y, quedando la muestra estudiada como un grupo seleccionado de cardiopatía y morbilidad más avanzada. Gerstenfeld et al.¹⁹² estudiaron el cambio del perfil de los pacientes candidatos a ablación quirúrgica a lo largo de 5 años (1999-2005) refiriendo un progresivo incremento de los pacientes de sexo masculino, con diámetros

auriculares mayores, presencia de FA de tipo crónico con mayor tiempo de evolución, y menor tasa de utilización de medicación antiarrítmica preprocedimiento.

- **Factor técnico:** amén de los anteriores factores, el diseño del trabajo ha considerado sólo la inclusión de casos sometidos a patrón completo biauricular. No existieron diferencias significativas en los resultados según si la ablación de las venas pulmonares se realizó de forma selectiva (Maze IV) o en *box* (Maze III). Por ello, no son justificables recurrencias por la realización de patrones parciales o incompletos que resultasen insuficientes^{134,144}. Las fuentes de energía utilizadas fueron equivalentes en resultados y ampliamente aceptadas por la comunidad quirúrgica como las de mayor eficacia¹¹⁸. Como es habitual en nuestro medio¹²⁴⁻¹²⁶ y en la experiencia recogida en la bibliografía de instituciones internacionales (Leipzig Herzzentrum)¹⁴⁷, en la práctica habitual de la ablación concomitante, la realización de estudios electrofisiológicos *ad hoc* del tratamiento quirúrgico de la arritmia es anecdótica. Ello no permitió comprobar la existencia de reentradas que justificasen fallos del procedimiento y recurrencias postablación¹⁴⁷.

- **Nivel de seguimiento:** el seguimiento medio de la serie destacó por ser prolongado, alcanzando el año y medio mínimo para cualquiera de los pacientes de la serie.

Series recientes^{147,157,190,193} en la literatura aportan datos de seguimiento prolongado (>2 años) aunque representan una minoría en

el grueso de la literatura en el campo. La metodología de registro se ha extendido a la práctica de ECG-Holter (grupos de Mayo Clinic¹⁹³, Cox y Damiano et al.¹⁹⁰ y Leipzig Herzzentrum¹⁴⁷) en las series comunicadas en la literatura reciente preferentemente sobre los registros puntuales de ECG, más comunes en nuestro medio^{124-126,147}. Aunque superior al ECG de superficie, el ECG-Holter tampoco ofrece más una visión limitada de los resultados obtenidos, sólo pudiendo darse como significativos aquellos registros en FA, quedando la duda de valorar los registros en RS con éxito o falsos negativos.

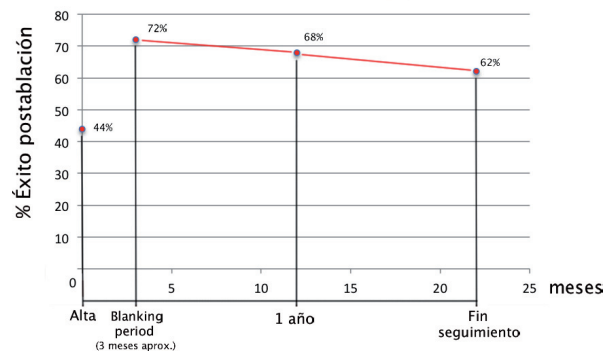


Gráfico 53. Resultados de seguimiento postablación en la serie de pacientes estudiada.

A pesar de que el seguimiento del ritmo en el estudio no fue llevado a cabo mediante registro continuo o ECG-Holter, se establecieron criterios estrictos en la consideración de éxito del procedimiento de ablación al cierre del mismo. A este respecto, existe aún hoy falta de criterios claramente definidos para determinar el concepto de éxito postablación. Así, Stulak et al.¹⁹³ analizan la tasa de éxito existente tras registros repetidos. Las diferencias entre el criterio de presencia de RS al cierre del seguimiento como éxito postablación y un criterio análogo al aplicado en nuestro trabajo, ausencia de episodios de FA en cualquiera de los registros efectuados a lo largo del seguimiento, ofrecieron >20% de discrepancia en el reconocimiento de la tasa de éxito a largo plazo. Asimismo describen, para su experiencia con la técnica de corte-sutura, una tendencia análoga a la descrita en el Gráfico 53. con una caída progresiva, tendente a la estabilización, a lo largo del seguimiento a partir de una tasa de éxito pico superado el *blanking period*. Estos hallazgos concuerdan con la experiencia de investigaciones recientes (PRAGUE-12)¹⁹⁵ donde la realización del procedimiento quirúrgico concomitante más ablación quirúrgica de la FA no detienen el proceso de remodelado auricular, particularmente en pacientes con expresión mantenida del TGF- β ¹⁹⁶. De esta forma, la desorganización progresiva del remodelado auricular durante el seguimiento conllevaría la pérdida del ritmo sinusal en alguno de los registros, hasta restablecerse de nuevo la FA persistente, al menos en un grupo de pacientes previamente tratados. Otros autores, sin embargo, proponen la existencia de fenómenos de remodelado inverso desde el punto de vista anatómico y fisiológico¹⁹⁷, con la reducción de los niveles de BNP¹⁹⁸, propuesto como marcador pronóstico del éxito de restauración de ritmo sinusal. Aunque probablemente estén implicados múltiples mecanismos relacionados con aspectos genéticos, función valvular y ventricular influyentes sobre el remodelado auricular independientes de la ablación quirúrgica, es necesario en un futuro mayor investigación para permitir el reconocimiento de subgrupos dentro la población de pacientes potencialmente candidatos para optimizar los resultados de la técnica. Asimismo, será necesario el establecimiento de una definición clara del criterio de éxito técnico en términos de nivel de seguimiento y metodología empleada para determinarlo, a fin de permitir la comparabilidad de resultados de diferentes estudios así como orientar el manejo terapéutico óptimo de las recurrencias basado en dicha evidencia¹⁹³.

- **Factor remodelado:** finalmente, debe destacarse las características adversas lo que respecta a la progresión del grado de remodelado auricular de la muestra de pacientes

incluida para ser sometida a tratamiento quirúrgico con ablación concomitante. Así, algunos de los parámetros clínicos relacionados de forma más o menos directa, reconocidos en el presente trabajo y así como en la literatura¹⁷⁷, con este fenómeno han mostrado ser la presencia de marcada dilatación auricular izquierda (media 49.90 mm; rango 32- 81 mm; 42% por encima de los 50 mm), tiempo de evolución prolongado (medio 4 años), presión arterial sistólica pulmonar elevada (88% en grado moderado-severo) y disfunción ventricular (40% con depresión de la FE% en grado moderado-severo). Estos factores, junto con los anteriormente citados en relación a la prevalencia de cardiopatía reumática y los factores técnicos, han podido presentar un notable impacto en las propiedades del sustrato auricular presente en el momento de llevar a cabo la ablación quirúrgica, pudiendo justificarse nuevamente el compromiso de los resultados obtenidos. Así, amén de tratarse de un estudio sobre una serie de pacientes con FA crónica concomitante, grados óptimos de remodelado auricular para ser sometidos a ablación quirúrgica determinados en base a los puntos de corte de los *scores* DAY = 0 puntos y/o S₂DAY ≤1 punto, sólo permitieron seleccionar a 19 - 22 pacientes (38 - 44% de la muestra), respectivamente.

La ablación quirúrgica fue llevada a cabo de forma segura, con una mortalidad del 4%, posiblemente sobreestimada por el tamaño muestral reducido y el perfil de morbilidad de los pacientes incluidos anteriormente expresado. No obstante, este resultado fue muy inferior al riesgo quirúrgico preoperatorio estimado por el EuroSCORE logístico de $8.57 \pm 8.58\%$. El 20% de los pacientes presentaron alguna morbilidad postoperatoria inmediata por cualquier causa. No obstante, en ninguno de los casos esta repercutió en secuelas persistentes, incluidos los procesos con afectación neurológica, que presentaron recuperación completa dentro del periodo postoperatorio temprano. Aunque pueda considerarse elevada, debe analizarse la ablación quirúrgica en el contexto del tratamiento anteriormente descrito de polivalvulopatías concomitantes en pacientes con morbilidad incrementada, por lo que no debe ser atribuida al procedimiento de ablación estrictamente. En este caso, sólo un 6% podría ser directamente atribuible al procedimiento de ablación (2 implante de marcapasos y 1 parálisis frénica *a frígore*). En los registros de la actividad quirúrgica de nuestro medio de la SECTCV¹²⁴⁻¹²⁶ los valores de morbilidad y mortalidad directamente atribuible fueron de 2.9% y 3.6% en 2008, 4.1% y 6.9% en 2009, 4.5% y 6.5% en 2010; respectivamente.

Existe escasa evidencia en la literatura sobre estudios que ofrezcan datos de los parámetros electrofisiológicos estudiados preoperatoriamente en el campo de la ablación quirúrgica

concomitante. La metodología aplicada reproduce las experiencias del grupo de Rieta et al. con la aplicación de *DAF* y *SampEn* en el contexto de la cardioversión eléctrica de la FA paroxística primaria^{160,161}. Tanto las medias como los puntos de corte discriminadores del éxito técnico de restablecimiento de RS en nuestra experiencia, reprodujeron los resultados de este grupo, refrendando la aplicabilidad de un concepto análogo a diferentes estrategias y escenarios clínicos de tratamiento de la FA, todos ellos con un nexo común, la necesidad de conocimiento del grado de desorganización eléctrica de la arritmia como predictor del éxito técnico.

Factor	Asociación
Duración de la FA	+++
Diámetro de la aurícula izquierda	+++
Edad	++
Aumento del volumen telediastólico del VI	+
Aumento del índice de masa del VI	+
Fracción de eyección reducida	+
Onda f de bajo voltaje (<1 mm)	+
Desarrollo de insuficiencia tricúspide	+
Uso de fármacos IECA	-
Patrón biaricular (Maze III o IV)	-
Fibrilación auricular paroxística	-

Tabla 24. Factores predictores de recurrencia de fibrilación auricular tras ablación. (Fuente: Castellà M, Nadal M. Indicaciones de la cirugía en el tratamiento de las taquiarritmias. Guías clínicas. Cir Cardio 2010;17(2):143-52).

No obstante, con la propuesta del *score* DAY, se trata de sugerir la independencia de la estratificación de los pacientes candidatos a procedimientos de ablación concomitante de los parámetros electrofisiológicos, con disponibilidad limitada en nuestro medio, a costa de una pérdida asumible de capacidad predictiva. No obstante, los hallazgos de nuestra serie refrendan los propuestos en la literatura, reproduciendo la preponderancia de los 3 factores clínicos: *Diámetro auricular izquierdo*, *Edad* y *Años de evolución*¹⁷⁷ como los fundamentales en la determinación del grado de probabilidad de restitución de ritmo sinusal sostenido postablación.

4.3 PARÁMETROS Y MODELOS PREDICTIVOS DEL RESULTADO DE LA ABLACIÓN QUIRÚRGICA DE LA FA.

La evidencia recogida en la literatura a cerca de la asociación del grado de organización de la arritmia y el resultado de la ablación quirúrgica es escasa. Hornero et al. en una serie de 70 pacientes sometidos a ablación quirúrgica de FA¹⁵⁷, tras estudiar la organización de la arritmia según los tipos de Wells, observaron que en las recurrencias postablación con auriculograma tipo III se comportaron como un factor predictivo tardío de bajo éxito técnico.

La falta de asociación del éxito de ablación en el seguimiento con el ritmo presentado por los pacientes al alta hospitalaria tras la intervención es destacable en los resultados obtenidos y, asimismo, controvertida. Con divergencia de resultados, la literatura muestra conclusiones contradictorias a cerca de dicho factor. Damiano et al.¹⁹⁹ propusieron la recurrencia precoz como factor de riesgo predictor de fallo de la ablación tardía, al igual que Benussi et al.²⁰⁰, donde los pacientes con arritmias en el postoperatorio temprano presentaron recurrencia en el 33% de los casos frente al 10% que recurrieron sin presentarlas. Sin embargo, en una publicación posterior, Damiano et al.¹⁹⁰ consideran este hallazgo erróneo y la aparición de las arritmias tardías como un fenómeno independiente de las desarrolladas durante el *blanking period* postablación. Este hecho, en probable relación con el tiempo de seguimiento considerado (seguimientos más cortos presentarán mayor paralelismo con el ritmo al alta que aquellos a largo plazo) parece confirmar la presencia de dos escenarios clínicos que se reproducen en nuestro análisis: el precoz, donde el efecto *reset* de la cirugía cardíaca con circulación extracorpórea y la corrección de las disfunciones estructurales permite una recuperación inmediata/precoz del ritmo sinusal; frente al tardío, en probable relación con la continuación de los procesos de remodelado auricular y la participación mantenida de factores como la hipertensión arterial, pulmonar, amén del papel de defectos estructurales nuevos, recurrentes o residuales de la intervención inicial¹⁹⁵⁻¹⁹⁸.

Los parámetros individuales que mostraron mejor capacidad predictiva del éxito de la ablación quirúrgica para el seguimiento contemplado en el presente trabajo fueron el *Diámetro auricular izquierdo* y *SampEn* (AUC = 0.848 y 0.845, respectivamente). Dicha capacidad predictiva pudo ser mejorada por el diseño bivariado del modelo gráfico con AUC = 0.893. Finalmente, la mejor capacidad predictiva obtenida correspondió al modelo multivariante de regresión logística (AUC = 0.972), sirviendo para el desarrollo del posterior *score* clínico-electrocardiográfico S₂DAY, que reprodujo el resultado del modelo gráfico. Este esquema

permitió la consideración de variables clínicas, con lo que podría mejorarse su aplicabilidad a otras series/medios con la definición del *score* DAY, puramente clínico (AUC = 0.853).

Las herramientas clínicas desarrolladas tipo *score*, a pesar de derivar de un modelo de regresión logística, no pretenden servir como predictoras de la probabilidad de éxito individual para cada paciente. Han sido obtenidas como modelos aditivos, orientados a facilitar la toma de decisiones en la práctica cotidiana y a la estratificación de la probabilidad de éxito. Amén de que los criterios de éxito técnico no están plenamente consolidados¹⁹³ y, como puede comprobarse en las series publicadas, el porcentaje de éxito está en función de la exhaustividad y duración del seguimiento; habría sido necesario la reproducción de la metodología desarrollada en una muestra de volumen superior y, probablemente, darle un carácter multicéntrico nacional o internacional para dotar a los resultados obtenidos de una mayor validez externa. No obstante, los modelos S₂DAY y DAY reproducen hallazgos descritos en la literatura, habiendo computado un gran volumen de variables perioperatorias, tanto para las seleccionadas de tipo clínico¹⁷⁷-electrocardiográficas¹⁶⁰⁻¹⁶¹ como para los puntos de corte definidos para las mismas, lo cual no limitaría su incorporación en la toma de decisiones sobre la estrategia quirúrgica a emprender con pacientes individuales en la práctica clínica cotidiana. Tan sólo cabe destacar que Rieta y Alcaraz et al.¹⁶⁰⁻¹⁶⁴ hallaron puntos de corte para *SampEn* y *DAF* ligeramente inferiores en su experiencia con cardioversión eléctrica sobre FA paroxística. Reproduciendo de la metodología llevada a cabo por los anteriores autores por primera vez aplicada al campo de la ablación quirúrgica, este hallazgo concuerda con grados de menor desorganización eléctrica en la muestra de pacientes que estudiaron, en comparación con la del presente trabajo.

4.4 ANÁLISIS DEL REMODELADO AURICULAR.

El estudio paralelo de las características del remodelado auricular en sí mismo y con orientación análoga a la del desarrollo de los *scores* predictivos, han permitido extraer conclusiones respecto de la evolución del remodelado auricular, a partir de la valoración de los diferentes pacientes incluidos considerándolos como si se tratase de diferentes grados de evolución del mismo fenómeno. El grado de progresión del remodelado auricular constituye un factor clave en el resultado de restablecimiento de RS sostenido postablación. Además, la aproximación al mismo ha permitido sugerir diferentes tendencias, no descritas en la literatura, en lo que respecta a la transformación de los componentes básicos anatómico y

eléctrico a lo largo del tiempo de evolución de la FA crónica secundaria, así como su interrelación en diferentes estadios, entre los componentes eléctrico y anatómico. Las técnicas de ablación, con la posibilidad además de asociarlas a procedimientos de reducción del volumen auricular, han permitido la regresión de la misma a grados suficientes para la reorganización¹⁹⁷ electro-mecánica auricular aunque, desgraciadamente y a pesar de la corrección del trastorno subyacente, constituye un fenómeno progresivo¹⁹⁵ que no haría sino limitar la duración del éxito técnico inicial, desde el punto de vista de la comprensión de la fisiopatología y las posibilidades técnicas actuales. La respuesta a diferentes preguntas al respecto podría ser sujeto de futuras líneas de investigación que permitiesen un tratamiento más eficaz y duradero de la FA concomitante:

- ¿Está en relación la progresión del remodelado auricular en función de la cardiopatía concomitante?
- ¿Tiene relación la progresión del remodelado auricular con la técnica de corrección valvular realizada: reparación vs. sustitución, particularmente en el contexto de la valvulopatía mitral?
- Dado que las técnicas de ablación actúan predominantemente sobre el remodelado eléctrico, ¿sería necesaria una mayor agresividad en la incorporación de técnicas de reducción del volumen auricular? ¿Con qué indicaciones y resultados de morbilidad postoperatoria?
- ¿Qué pronóstico en lo que respecta a la conservación del ritmo sinusal y la evolución clínica del paciente tiene los pacientes con ablación exitosa inicial que conservan y no conservan función de transporte auricular? ¿Es predecible este resultado preablación?

En base al análisis de los datos obtenidos de nuestra serie, puede sugerirse una cronología de la historia natural del remodelado auricular en tres fases, consideradas desde el diagnóstico/presentación clínica de la arritmia, mantenida de forma crónica con posterioridad. Esta evolución sugerida se limita a los hallazgos observados en una muestra de pacientes con FA crónica asociada a cardiopatía estructural, desconociéndose el comportamiento en un escenario completamente diferente como la FA paroxística primaria:

- Temprano (<3 años): progresión aproximadamente lineal de ambos componentes del remodelado. Aunque proporcionado, existió un predominio del componente eléctrico sobre el anatómico siendo, en el subgrupo de pacientes en los que predominó la desorganización

funcional, peores candidatos para la ablación quirúrgica para tamaños auriculares equivalentes. Rieta et al.¹⁶⁰⁻¹⁶² sugieren un comportamiento análogo para la desorganización de la FA paroxística, presentando un incremento de la SampEn durante los primeros minutos para, entrar posteriormente en una fase de estabilidad. Aunque no se reproduce la escala temporal, debe señalarse la correspondencia de ambos hallazgos a escenarios clínicos diferentes pero complementarios. Así, considerada la FA paroxística-crónica dentro de un continuo y en el contexto de una cardiopatía estructural concomitante, la meseta descrita por Rieta et al. en una escala temporal más amplia, podría corresponder con la progresión sostenida lenta del remodelado eléctrico en esta fase temprana.

- Meseta (3 hasta 8-9 años): con cambios limitados de ambos componentes, con cierta progresión mayor del componente eléctrico.

- Dilatación tardía (>9-10 años de evolución): fase más controvertida por la escasa muestra contenida, que puede sugerir una progresión mayor del componente anatómico debido a la dilatación auricular preferentemente sobre el eléctrico, que mantiene su tendencia desde la fase anterior. Este fenómeno es plausible al poder ser bien explicado por la actuación a largo plazo de las sobrepresiones de Laplace y del defecto estructural concomitante (estenosis/insuficiencia valvular, disfunción ventricular).

Los factores clínicos significativamente relacionados con la progresión del remodelado anatómico, en nuestra serie, se correspondieron con factores clínicos asociados con una sobrecarga de presión/volumen de las cámaras cardíacas: hipertensión arterial y valvulopatía tricúspide quirúrgica en relación a la dextralización de patología valvular izquierda concomitante; y con factores de evolución de la cardiopatía: edad del paciente y tiempo de evolución de la FA/seguimiento de tratamiento anticoagulante por su causa. De forma análoga, los factores clínicos relacionados con la progresión del remodelado eléctrico, se correspondieron en nuestra serie con el seguimiento de terapia antiarrítmica preoperatoria, particularmente con betabloqueantes; la función ventricular izquierda y nuevamente, un parámetro relacionado con la evolución de la cardiopatía como es el tiempo de evolución de la FA/seguimiento de tratamiento anticoagulante por su causa.

4.5 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Las limitaciones halladas en el diseño y desarrollo del trabajo expuesto fueron:

- Tanto el diseño como la recogida de datos fueron llevados a cabo de forma prospectiva. No obstante, el número de casos incluido fue limitado, hecho común a la mayoría de estudios con orientación prospectiva publicados en el ámbito de la ablación quirúrgica. En nuestro caso, como en el de otros grupos, este hecho se justificó por el volumen de ablación quirúrgica llevada a cabo en la práctica habitual de nuestro medio durante el periodo de inclusión, que superó el año natural.

- Se trató de reducir la variabilidad en las características de la muestra de pacientes incluidos así como del procedimiento de ablación realizado:

- FA secundaria crónica
- Ablación quirúrgica concomitante
- Abordaje por esternotomía media convencional
- Patrones de ablación biauriculares completos
- Dos fuentes de energía de probada eficacia

El diseño fue de tipo observacional, estableciéndose los grupos de estudio al cierre del seguimiento según el resultado de ritmo obtenido durante el mismo y los criterios preestablecidos en la metodología. Aunque no se hallaron diferencias significativas en lo que respecta a las variables como el tipo de patología de base, procedimiento quirúrgico concomitante o fuente de energía utilizada, una muestra de tamaño superior probablemente hubiera puesto de manifiesto sesgos de selección no controlados. Asimismo, aunque las condiciones seleccionadas son las más comunes de la ablación quirúrgica de nuestro medio¹²⁴⁻¹²⁶, el estudio no permite extraer conclusiones para escenarios diferentes dentro del abanico técnico de la ablación quirúrgica, para los cuales sería necesario el diseño de estudios análogos paralelos. La extrapolación de resultados podría incurrir en errores en la selección de pacientes candidatos.

- El seguimiento llevado a cabo se situó por encima del *blanking period* en la totalidad de la muestra de pacientes. Sin embargo, los resultados de la predicción de éxito de ablación sólo pueden ser referidos a dicho periodo ya que, nuevos modelos o

algoritmos podrían ser requeridos para recalcular los resultados. Por ello, los modelos ofrecidos se consideran válidos para un seguimiento medio a 22.32 ± 3.19 meses.

- La inclusión de pacientes de forma consecutiva, no seleccionada, llevó a que la muestra incluida presentase una tasa elevada de enfermedad reumática, por encima de la incidencia habitual en FA con valvulopatía concomitante quirúrgica, lo cual no pudo ser controlado y por consiguiente, probablemente tuvo impacto en los resultados de ritmo postablación.

- Los procedimientos incluidos en el estudio fueron llevados a cabo por 5 cirujanos del Servicio de Cirugía Cardíaca del Hospital General Universitario de Valencia. Todos ellos realizan habitualmente la ablación quirúrgica de la FA, habiendo superado la curva de aprendizaje requerida. No obstante, el factor técnico no pudo ser completamente valorado al no considerarse el “*factor cirujano*” como variable.

- El parámetro ecocardiográfico empleado para el estudio del tamaño de la aurícula izquierda fue el diámetro antero-posterior (en mm). Este es un valor unidimensional que puede introducir errores en la estimación del crecimiento real de la AI. A pesar de que medidas más precisas como el área por ecocardiografía o el volumen por RM²⁰² podrían ofrecer unas mediciones más precisas y, con ello, mejorar las asociaciones clínicas con el resultado postablación; resulta un parámetro muy utilizado en la práctica habitual, rápido, incruento y eficiente en su obtención, que permite establecer una buena guía del remodelado auricular anatómico.

- El parámetro de tiempo de evolución de la arritmia fue aproximado por el tiempo de seguimiento de tratamiento con anticoagulación oral en la mayoría de los casos, al no disponerse del registro de dicho dato para todos los casos en la documentación clínica disponible.

- En ninguno de nuestros pacientes se hizo un registro electrocardiográfico continuo del ritmo cardíaco durante el seguimiento. El método empleado fue un registro puntual, el cual probablemente pueda introducir errores en la incidencia de recurrencia de FA postablación. No obstante, es un método habitual integrado en la práctica clínica y altamente eficiente respecto de otros sistemas (ECG-Holter externo o implantable). Además, la indicación de la utilización de registros continuos queda más indicada hacia la ablación de FA paroxística. En el presente trabajo, toda la arritmia tratada fue de tipo crónico y, por consiguiente, con bajas posibilidades de

cardioversión espontánea una vez establecida la recurrencia postablación y realizar un seguimiento a largo plazo.

- El procesamiento de la señal electrocardiográfica para la obtención de la AA, podría generar pérdidas de información de la señal en los procesos de filtrado y cancelación que, aunque minimizados, podrían alterar el cálculo de los índices de organización de la actividad eléctrica auricular.

- Sólo fue analizado como éxito postablación la recuperación sostenida superado el *blanking period* del RS electrocardiográfico. No se tuvieron en cuenta otros parámetros marcadores del éxito de la ablación como la recuperación de función de transporte auricular. Asimismo, tampoco se valoró la supresión de tratamiento antiarrítmico ni de anticoagulación oral en el seguimiento como objetivos de la ablación quirúrgica.

- Los resultados de este estudio se han obtenido en un único centro, con un volumen limitado de procedimientos quirúrgicos, siendo sólo comparables a centros con similar experiencia dentro del mismo medio y seguimiento. Dicha limitación junto a las anteriores, restringe la validez externa de los modelos propuestos. No obstante, se expone una metodología válida y reproducible que, aplicada en el seno de otra/s institución/es o sociedad/es permitiría el desarrollo de estándares aplicables a la práctica clínica general.

- La comprobación de la capacidad predictiva de los parámetros y modelos obtenidos han sido expresada para la propia cohorte de pacientes a partir de la cual se han desarrollado. Demostrando alta validez interna, serían planteables investigaciones futuras para la comprobación de aplicabilidad a la práctica clínica cotidiana y la extrapolabilidad de los resultados obtenidos.



CONCLUSIONES

5. CONCLUSIONES

Del estudio desarrollado con anterioridad derivan las siguientes conclusiones en respuesta a los objetivos planteados para esta tesis:

1. El score S_2 DAY ha sido desarrollado a partir de factores predictores independientes de éxito de restablecimiento de ritmos sinusal postablación quirúrgica a largo plazo, demostrando una capacidad predictiva en la muestra estudiada del 89% de precisión para la muestra estudiada. El punto de corte óptimo hallado para la selección de pacientes con resultado postablación exitoso sostenido en nuestra serie es ≤ 1 punto. Queda descrito según la Tabla 25.

Parámetro	Puntuación
S₂ SampEn ≥ 0.0857	2 puntos
D Diámetro auricular izquierdo ≥ 50 mm	1 punto
A Edad ≥ 67 años	1 punto
Y Años de evolución ≥ 3.5 años	1 punto

Tabla 25. Score S_2 DAY predictivo del fallo de restauración de ritmo sinusal postablación.

2. La supresión del componente de organización eléctrica en el score S_2 DAY permite la descripción del modelo DAY, mostrando utilidad análoga a la del anterior, con una capacidad predictiva del 85% de precisión para la muestra estudiada y mejor aplicabilidad clínica al no depender de la disponibilidad de un análisis complejo de la organización de la señal electrocardiográfica preablación. La puntuación óptima hallada para la selección de pacientes con resultado postablación exitoso sostenido en nuestra serie es 0 puntos. Queda descrito según la Tabla 26.

Parámetro	Puntuación
D Diámetro auricular izquierdo ≥ 50 mm	1 punto
A Edad ≥ 67 años	1 punto
Y Años de evolución ≥ 3.5 años	1 punto

Tabla 26. Score DAY predictivo del fallo de restauración de ritmo sinusal postablación.

- 3.** La frecuencia auricular dominante (*DAF*) también se presentó como predictor del éxito de restablecimiento de ritmo sinusal postablación quirúrgica a largo plazo, con una capacidad predictiva individual del 80% para la muestra estudiada.

- 4.** El análisis del remodelado auricular, basado en la descomposición de sus componentes anatómico (*Diámetro auricular izquierdo*) y eléctrico (*SampEn*), demuestra la estrecha relación entre el grado de avance del mismo y la posibilidad de éxito de restauración del ritmo sinusal postablación a largo plazo. Asimismo permite la validación interna de los anteriores *scores* predictivos.

- 5.** El análisis del proceso de remodelado auricular a lo largo del tiempo de evolución de la arritmia en la muestra estudiada, permite sugerir tres estadios con comportamiento diferente de los componentes eléctrico y anatómico:

 - a. Precoz (<3 años): con predominio de la desorganización eléctrica sobre el crecimiento auricular.
 - b. Meseta (3 hasta 8-9 años): con progresión más limitada de ambos componentes aunque manteniendo ligero predominio del eléctrico.
 - c. Dilatación tardía (>9-10 años): probable progresión del crecimiento auricular y estabilización de la desorganización eléctrica.

- 6.** Diversos parámetros clínicos han podido ser relacionados en la muestra estudiada con la progresión del remodelado auricular en sus componentes anatómico (*edad, HTA, años de evolución de la arritmia*) y eléctrico (*deterioro de la FE% del ventrículo izquierdo, años de evolución de la arritmia, falta de seguimiento preoperatorio de tratamiento antiarrítmico con betabloqueantes*).



BIBLIOGRAFÍA

6. BIBLIOGRAFÍA

1. Calkins H, Brugada J, Packer DL, Cappato R, Chen SA, Crijns HJ, Damiano RJ Jr, Davies DW, Haines DE, Haïssaguerre M, Iesaka Y, Jackman W, Jais P, Kottkamp H, Kuck KH, Lindsay BD, Marchlinski FE, McCarthy PM, Mont JL, Morady F, Nademanee K, Natale A, Pappone C, Prystowsky E, Raviele A, Ruskin JN, Shemin RJ. HRS/EHRA/ECAS expert consensus statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation: recommendations for personnel, policy, procedures and follow-up. A report of the Heart Rhythm Society (HRS) Task Force on Catheter and Surgical Ablation of Atrial Fibrillation developed in partnership with the European Heart Rhythm Association (EHRA) and the European Cardiac Arrhythmia Society (ECAS); in collaboration with the American College of Cardiology (ACC), American Heart Association (AHA), and the Society of Thoracic Surgeons (STS). Endorsed and approved by the governing bodies of the American College of Cardiology, the American Heart Association, the European Cardiac Arrhythmia Society, the European Heart Rhythm Association, the Society of Thoracic Surgeons, and the Heart Rhythm Society. *Europace*. 2007;9(6):335-79.
2. Ad N, Cheng DC, Martin J, Berglin EE, Chang BC, Doukas G, Gammie JS, Nitta T, Wolf RK, Puskas JD. Surgical Ablation for atrial fibrillation in cardiac surgery: a consensus statement of the International Society of Minimally Invasive Cardiothoracic Surgery (ISMICS) 2009. *Innovations (Phila)*. 2010;5(2):74-83.
3. Atienza F, Martins RP, Jalife J. Translational research in atrial fibrillation: A quest for mechanistically based diagnosis and therapy. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2012;27.
4. Sánchez-Quintana D, Climent V, Murillo M, García-Carrasco C, Picazo B, Cabrera JA. Anatomía quirúrgica de las arritmias. *Cir Cardio*. 2008;15(4):361-74.
5. Zabaleta M, Smith-Ágreda V, Broseta MJ, Pérez JL, Smith-Ferres V, Montesinos M, Montesinos ML, Ferres E. Presoma visceral torácico. En: Ferrés E, Montesinos M, Smith-Ágreda V (eds): *Manual de embriología y anatomía general*. Publicacions de la Universitat de València. Valencia, 1991:589-633.
6. Cabrera JA, Sánchez-Quintana D, Ho SY, Medina A, Andeson RH. The architecture of the atrial muscle between the orifice of the inferior caval vein and the tricuspid valve: the anatomy of the isthmus. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1990;9:1186-95.
7. Cabrera JA, Sánchez-Quintana D, Farré J, Rubio JM, Ho SY. The inferior right atrial isthmus: further architectural insights for current and coming ablation technologies. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2005;16:409-10.

8. Cabrera JA, Sánchez-Quintana D, Ho SY. Angiographic anatomy of the inferior right atrial isthmus in patients with and without history of common atrial flutter. *Circulation*. 1999;99:3017-23.
9. Rubart M, Zipes DP. Génesis de las arritmias cardíacas: consideraciones electrofisiológicas. En: Guyton A, Hall JE (eds): *Tratado de fisiología médica*. Saunders. Philadelphia, 2010;22:809.
10. Sánchez-Quintana D, Anderson RH, Cabrera JA. The terminal crest: morphological features relevant to electroanatomical mapping and catheter ablation. *Heart*. 2005;91:189-94.
11. Sánchez-Quintana D, Ho SY. Anatomía de los nodos cardíacos y del sistema de conducción específico aurículoventricular. *Rev Esp Cardiol* 2003;56(11):1085-92.
12. Chiu I, Hung CR, How SW, Chen MR. Is the sinus node visible grossly? A histological study of normal hearts. *Int J Cardiol* 1989;22:83-7.
13. Anderson RH, Wilcox BR, Becker AE. Anatomy of the normal heart. En: Hurst JW, Anderson RH, Becker AE, Wilcox BR (eds): *Atlas of the heart*. Gower. New York, 1988:12.
14. Schuessler RB, Boineau JP, Bromberg BI. Normal and abnormal activation of the atrium. En: Zipes DP, Jalife J (eds): *Cardiac electrophysiology: From Cell to Bedside*. WB Saunders. Philadelphia, 1994:543.
15. Pappano AJ. Modulation of the heart beat by the vagus nerve. En: Zipes DP, Jalife J (eds): *Cardiac electrophysiology: from cell to bedside*. WB Saunders. Philadelphia, 1994:411.
16. Anderson KR, Ho SY, Anderson RH. Location and vascular supply of sinus node in human heart. *Br Heart J* 1979;41:28-32.
17. Kosakai Y, Kawaguchi AT, Isobe F, Sasako Y, Nakano K, Eishi K, Tanaka N, Kito Y, Kawashima Y. Cox maze procedure for chronic atrial fibrillation associated with mitral valve disease. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1994;108:1049-1055
18. Inoue S, Becker AE. Posterior extensions of the human compact atrioventricular node: a neglected anatomic feature of potential clinical significance. *Circulation*. 1998;97:188-93.
19. Medkour D, Becker AE, Khalife K, Billette J. Anatomic and functional characteristics of a slow posterior AV nodal pathway: role in dual-pathway physiology and reentry. *Circulation*. 1988;98:164-74.

20. Sánchez-Quintana D, Davies DW, Ho SY, Oslizlok P, Anderson RH. Architecture of the atrial musculature in and around the triangle of Koch: its potential relevance to atrioventricular nodal reentry. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 1997;8:1396-407.
21. Hocini M, Loh P, Ho SY. Anisotropic conduction in the triangle of Koch of mammalian hearts: electrophysiologic and anatomic correlations. *J Am Coll Cardiol.* 1998;31:629-36.
22. Ueng KC, Chen SA, Chiang CE. Dimensions and related anatomical distance of Koch's triangle in patients with atrioventricular nodal reentrant tachycardia. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 1996;7:1017-23.
23. Di Biase L, Santangeli P, Anselmino M, Mohanty P, Salvetti I, Gili S, Horton R, Sanchez JE, Bai R, Mohanty S, Pump A, Cereceda Brantes M, Gallinghouse GJ, Burkhardt JD, Cesarani F, Scaglione M, Natale A, Gaita F. Does the left atrial appendage morphology correlate with the risk of stroke in patients with atrial fibrillation? Results from a multicenter study. *J Am Coll Cardiol.* 2012;7;60(6):531-8.
24. Cabrera JA, Ho SY, Climent V, Sánchez-Quintana D. The architecture of the left lateral atrial wall: a particular anatomic region with implications for ablation of atrial fibrillation. *Eur Heart J.* 2008;29:356-62.
25. Ho SY, Cabrera JA, Sánchez-Quintana D. Anatomy of pulmonary vein-atrial junction. En: Chen SA, Haïssaguerre M, Zipes D (eds): *Thoracic vein arrhythmias.* Blackwell Futura. Oxford, 2004;5:42-53.
26. Wittkampf FH, Van Oosterhout MF, Loh P. Where to draw the mitral isthmus line in catheter ablation of atrial fibrillation: histological analysis. *Eur Heart J.* 2005;26:689-95.
27. Kato R, Lickfett L, Meininger G. Pulmonary vein anatomy in patients undergoing catheter ablation of atrial fibrillation: lessons learned by use of magnetic resonance. *Imaging Circulation.* 2003;107:2004-10.
28. Scharf C, Sneider M, Casel A. Anatomy of the pulmonary veins in patients with atrial fibrillation and effects of segmental ostial ablation analyzed by computed tomography. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2003;14:150-5.
29. Mansour M, Refaat M, Heist EK. Three-dimensional anatomy of the left atrium by magnetic resonance angiography: implication for catheter ablation for atrial fibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2006;17:719-723.
30. Ho SY, Anderson RH, Sánchez-Quintana D. Atrial structure and fibres: morphologic bases of atrial conduction. *Cardiovasc Res.* 2002;54:325-36.

31. Hwang C, Wu TJ, Doshi RN, Peter CT, Chen PS. Vein of Marshall cannulation for the analysis of electrical activity in patients with focal atrial fibrillation. *Circulation*. 2000;13:1503-5.
32. Armour JA, Murphy DA, Yuan BX, Macdonald S, Hopkins DA. Gross and microscopic anatomy of the human intrinsic cardiac nervous system. *Anat Rec*. 1997;247(2):289-98.
33. Ailawadi G. www.eplabdigest.com/articles/A-hybrid-approach-to-cure-atrial-fibrillation
34. Sánchez-Quintana D, Cabrera JA, Climent V, Farré J, Mendoça MC, Ho SY. Anatomic relations between the esophagus and the left atrium and relevance for ablation of atrial fibrillation. *Circulation*. 2005;112:1400-5.
35. Ho SY, Cabrera JA, Sánchez-Quintana D. Vagaries of the vagus nerve: relevance to ablationists. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2006;17:330-1.
36. Sánchez-Quintana D, Cabrera JA, Climent V, Farré J, Weiglein A, Ho SY. How close are the phrenic nerves to cardiac structures? Implications for cardiac interventionalists. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2005;16:309-13.
37. Jalife J. Basic cardiac electrophysiology for the clinician. Futura Publishers. Nueva York, 1998.
38. Scherf D. The atrial arrhythmias. *N Engl J Med*. 1995;252:928-33.
39. Zipes DP. A century of cardiac arrhythmia: in search of the Golden Fleece. *J Am Coll Cardiol*. 1999;34:959-965.
40. Liu Y, Scherlag BJ, Fan Y, Varma V, Male S, Chaudhry MA, Huang C, Po SS. Inducibility of atrial fibrillation after GP ablations and "autonomic blockade": Evidence for the pathophysiological role of the nonadrenergic and noncholinergic neurotransmitters. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2012;20.
41. Jalife J, Moe GK. Effect of electronic potentials on pacemaker activity of canine Purkinje fibers and relation to parasystole. *Circ Res*. 1976;39:801.
42. Mendez C, Moe GK. Demonstration of a dual AV nodal conduction system in the isolated rabbit heart. *Circ Res*. 1966;19:378.
43. Allesie MA, Bonke FIM, Schopman FJG. Circus movement in rabbit muscle as a mechanism of tachycardia. *Circ Res*. 1977;41:9.
44. Wit AL, Janse MJ. The ventricular arrhythmias of ischaemia and infarction: electrophysiological mechanisms. Futura Publishers. New York, 1992.

45. El Sherif N. The figure 8 model of reentrant conduction in the canine post-infarction heart. En: Zipes DP, Jalife J (eds): Cardiac electrophysiology and arrhythmias. Grune & Stratton. New York, 1985:363.
46. Brugada J, Boersma L, Kirchhof C, Zetelaki Z, Abdollah H, Konings K, Allessie M. Sustained monomorphic ventricular tachycardia: a single electrocardiographic expression of different patterns of reentry. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1991;14:1943-6.
47. Barbier P, Alioto G, Guazzi MD. Left atrial function and ventricular filling in hypertensive patients with paroxysmal atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol.* 1994;24:165-70.
48. Petersen P, Godtfredsen J. Embolic complications in paroxysmal atrial fibrillation. *Stroke.* 1986;17:622-6.
49. Wijffels M, Kirchhof C, Dorland R, Allessie MA. Atrial fibrillation begets atrial fibrillation: a study in awake chronically instrumented goats. *Circulation.* 1995;96:3157-63.
50. Herweg B, Sirchrovsky T, Polosajian L. Hypertension and hypertensive heart disease are associated with increased ostial pulmonary vein diameter. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2005;16:2-5.
51. Ausma J, Wijffels M, Thone F, Wouters L, Allessie M, Borgers M. Structural changes of atrial myocardium due to sustained atrial fibrillation in the goat. *Circulation.* 1997;96:3157-63.
52. Morris PD, Robinson T, Channer KS. Reversible heart failure: toxins, tachycardiomyopathy and mitochondrial abnormalities. *Postgrad Med J.* 2012;88(1046):706-12.
53. Haïssaguerre M, Jaïs P, Shah D, Takahashi A, Hocini M, Quiniou G. Spontaneous initiation of atrial fibrillation by ectopic beats originating in the pulmonary veins. *N Engl J Med.* 1998;339:659-66.
54. Moe GK, Rheinboldt WC, Abildskow JA. A computer model of atrial fibrillation. *Am Heart J.* 1964;67:200-20.
55. Allessie MA, Lammers W, Bonke F. Experimental evaluation of Moe's multiple wavelet hypothesis of atrial fibrillation. En: Zipes DP, Jalife J (eds): Cardiac arrhythmias. Grune & Stratton. Orlando, 1985:265-276.
56. Jalife J, Berenfeld O, Mansour M. Mother rotors and fibrillatory conduction: a mechanism of atrial fibrillation. *Cardiovasc Res.* 2002;54:204-16.

-
57. Cox JL. Intraoperative electrophysiologic mapping and description of the electrophysiologic basis of the atrial flutter and atrial fibrillation. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1991;101:406-26.
58. Fenelon G, Shepard RK, Stambler BS. Focal origin of atrial tachycardia in dogs with rapid ventricular pacing-induced heart failure. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2003;14:1093-102.
59. Konings KT, Kirchhof CJ, Smeets JR, Wellens HJ, Penn OC, Allessie MA. High-density mapping of electrically induced atrial fibrillation in humans. *Circulation.* 1994;89(4):1665-80.
60. Thomas SP, Nunn GR, Nicholson IA, Rees A, Daly MP, Chard RB, Ross DL. Mechanism, localization and cure of atrial arrhythmias occurring after a new intraoperative endocardial radiofrequency ablation procedure for atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol.* 2000;35(2):442-50.
61. Nitta T. Surgery for atrial fibrillation. *Ann Thorac Cardiovasc Surg.* 2005;11(3):154-8.
62. Fuster V, Rydén LE, Asinger RW, Cannom DS, Crijns HJ, Frye RL, Halperin JL, Kay GN, Klein WW, Lévy S, McNamara RL, Prystowsky EN, Wann LS, Wyse DG, Gibbons RJ, Antman EM, Alpert JS, Faxon DP, Fuster V, Gregoratos G, Hiratzka LF, Jacobs AK, Russell RO, Smith SC Jr, Klein WW, Alonso-Garcia A, Blomström-Lundqvist C, de Backer G, Flather M, Hradec J, Oto A, Parkhomenko A, Silber S, Torbicki A. ACC/AHA/ESC Guidelines for the management of patients with atrial fibrillation: executive summary a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines and Policy Conferences Developed in Collaboration With the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation.* 2001;104(17):2118-50.
63. Lee V, Friedman PA, Gersh BJ. Progression of paroxysmal lone atrial fibrillation to chronic atrial fibrillation: long-term follow-up of the Mayo Clinic experience. *Heart Rhythm.* 2006;1(Suppl 1):S43-S44.
64. Kerr CR, Humphries KH, Talajic M, Klein GJ, Connolly SJ, Green M. Progression to chronic atrial fibrillation after the initial diagnosis of paroxysmal atrial fibrillation: results from the Canadian Registry of atrial fibrillation. *Am Heart J.* 2005;149:489-96.
65. Cox JL. Atrial fibrillation I: a new classification system. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2003;126(6):1686-92.
66. Wells JL Jr, Karp RB, Kouchoukos NT, MacLean WA, James TN, Waldo AL. Characterization of atrial fibrillation in man: studies following open heart surgery. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1978;1(4):426-38.

67. Tsao HM, Yu WC, Cheng HC. Pulmonary vein dilation in patients with atrial fibrillation: detection by magnetic resonance imaging. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2001;12:809-13.
68. Allessie MA. Atrial fibrillation-induced electrical remodeling in humans: what is the next step? *Cardiovasc Res*. 1999;44(1):10-2.
69. Pang H, Ronderos R, Pérez-Riera AR, Femenía F, Baranchuk A. Reverse atrial electrical remodeling: a systematic review. *Cardiol J*. 2011;18(6):625-31.
70. Iwasaki YK, Nishida K, Kato T, Nattel S. Atrial fibrillation pathophysiology: implications for management. *Circulation*. 2011;124(20):2264-74.
71. Sharma D, Li G, Xu G, Liu Y, Xu Y. Atrial remodeling in atrial fibrillation and some related microRNAs. *Cardiology*. 2011;120(2):111-21.
72. Yu T, Deng C, Wu R, Guo H, Zheng S, Yu X, Shan Z, Kuang S, Lin Q. Decreased expression of small-conductance Ca^{2+} -activated K^+ channels SK1 and SK2 in human chronic atrial fibrillation. *Life Sci*. 2012;90(5-6):219-27.
73. Voigt N, Li N, Wang Q, Wang W, Trafford AW, Abu-Taha I, Sun Q, Wieland T, Ravens U, Nattel S, Wehrens XH, Dobrev D. Enhanced sarcoplasmic reticulum Ca^{2+} leak and increased Na^+ - Ca^{2+} exchanger function underlie delayed afterdepolarizations in patients with chronic atrial fibrillation. *Circulation*. 2012;125(17):2059-70.
74. Delmar M, Makita N. Cardiac connexins, mutations and arrhythmias. *Curr Opin Cardiol*. 2012;27(3):236-41.
75. Tchou GD, Wirka RC, Van Wagoner DR, Barnard J, Chung MK, Smith JD. Low prevalence of connexin-40 gene variants in atrial tissues and blood from atrial fibrillation subjects. *BMC Med Genet*. 2012;13:102.
76. Oh S, Zhang Y, Bibevski S, Marrouche NF, Natale A, Mazgalev TN. Vagal denervation and atrial fibrillation inducibility: epicardial fat pad ablation does not have long-term effects. *Heart Rhythm*. 2006;3(6):701-8.
77. Ausma J, Wijffels M, van Eys G, Koide M, Ramaekers F, Allessie M, Borgers M. Dedifferentiation of atrial cardiomyocytes as a result of chronic atrial fibrillation. *Am J Pathol*. 1997;151(4):985-97.
78. Amar D, Zhang H, Shi W, Downey RJ, Bains MS, Park BJ, Flores R, Rizk N, Thaler HT, Rusch VW. Brain natriuretic peptide and risk of atrial fibrillation after thoracic surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2012;144(5):1249-53.
79. Yongjun Q, Ying L, Hong T, Wenxia Z, Lu J, Yongbo L, Ning L, Mei L, Xijun X. Circulating and local renin-angiotensin-aldosterone system express differently inatrial

- fibrillation patients with different types of mitral valvular disease. *J Renin Angiotensin Aldosterone Syst.* 2012;16.
80. Dąbrowski R, Szwed H. Antiarrhythmic potential of aldosterone antagonists in atrial fibrillation. *Cardiol J.* 2012;19(3):223-9.
81. Wu CH, Hu YF, Chou CY, Lin YJ, Chang SL, Lo LW, Tuan TC, Li CH, Chao TF, Chung FP, Liao JN, Chen SA. Transforming growth factor- β_1 level and outcome after catheter ablation for nonparoxysmal atrial fibrillation. *Heart Rhythm.* 2012;14.
82. Guo Y, Lip GY, Apostolakis S. Inflammation in atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol.* 2012;60(22):2263-70.
83. Fukunaga N, Takahashi N, Hagiwara S, Kume O, Fukui A, Teshima Y, Shinohara T, Nawata T, Hara M, Noguchi T, Saikawa T. Establishment of a model of atrial fibrillation associated with chronic kidney disease in rats and the role of oxidative stress. *Heart Rhythm.* 2012;9(12):2023-31.
84. Lendeckel U, Wolke C, Goette A. Atrial fibrillation and fibrosis: role of connective tissue growth factor. *Europace.* 2012;14(8):1079-80.
85. Stevens A, Lowe J. Anatomía patológica. Elsevier España. Madrid, 2001.
86. Garcia-Villarreal OA. Left atrial reduction in atrial fibrillation surgery: the critical mass. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2010;10(4):581.
87. Hornero F, Atienza F, Cánovas S, Gil O, García R, Dalmau MJ, Pérez JL, Berjano E, Montero JA. Left atrium reduction to treat atrial fibrillation cause by mitral valvulopathy. *Eur Heart J.* 2000;2(2):33.
88. Wachtell K, Devereux RB, Lyle PA. Use of beta-blockers, angiotensin-converting enzyme inhibitors, and angiotensin receptor blockers to prevent atrial fibrillation. *Curr Cardiol Rep.* 2006;8(5):356-64.
89. Fang WT, Li HJ, Zhang H, Jiang S. The role of statin therapy in the prevention of atrial fibrillation: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Br J Clin Pharmacol.* 2012;74(5):744-56.
90. Cox JL. Surgical treatment of supraventricular tachyarrhythmias. En: Cohn LH, Edmunds LH (eds). *Cardiac surgery in the adult.* McGraw-Hill Professional. Nueva York, 2003;53:1271-1285.
91. ISMICS Annual Meeting. Washington. *Innovations (Phila).* 2011;6(3).
92. Williams JM, Ungerleider RM, Lofland GK, Cox JL. Left atrial isolation: new technique for the treatment of supraventricular arrhythmias. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1980;80(3):373-80.

-
93. Hoffmayer KS, Scheinman M. Current role of atrioventricular junction (AVJ) ablation. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2012;18.
 94. Gonzalez R, Scheinman M, Bharati S, Lev M. Closed chest permanent atrioventricular block in dogs. *Am Heart J.* 1983;105(3):461-70.
 95. Scheinman M. Transvenous AV junctional ablation. *Am Heart J.* 1983;106(3):607-8.
 96. Guiraudon GM, Klein GJ, Yee R, Leitch JW, Kaushik RR, McLellan DG. Surgery for atrial tachycardia. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1990;13(12):1996-9.
 97. Cox JL, Boineau JP, Schuessler RB, Kater KM, Ferguson TB, Cain ME, Lindsay BD, Smith JM, Corr PB, Hogue CB. Electrophysiologic basis, surgical development, and clinical results of the maze procedure for atrial flutter and atrial fibrillation. *Adv Card Surg.* 1995;6:1-67.
 98. Cox JL, Schuessler RB, D'Agostino HJ. The surgical treatment of atrial fibrillation: development of a definite surgical procedure. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1991;101:569.
 99. García Cosío F, Pastor A, Núñez A, Magalhaes AP, Awamleh P. Atrial flutter: an update. *Rev Esp Cardiol.* 2006;59(8):816-31.
 100. Cox JL, Boineau JP, Schuessler RB, Jaquiss RD, Lappas DG. Modification of the maze procedure for atrial flutter and atrial fibrillation: rationale and surgical results. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1995;110:473-84.
 101. Cox JL, Jaquiss RD, Schuessler RB, Boineau JP. Modification of the maze procedure for atrial flutter and atrial fibrillation: surgical technique of the maze III procedure. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1995;110:485.
 102. Cox JL. The first maze procedure. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2011;141(5):1093.
 103. Cox JL, Ad N, Palazzo T, Fitzpatrick S, Suyderhoud JP, DeGroot KW, Pirovic EA, Lou HC, Duvall WZ, Kim YD. The Maze-III procedure combined with valve surgery. *Semin Thorac Cardiovasc Surg.* 2000;12(1):53-5.
 104. Sealy WC, Wallace AG. Surgical treatment of Wolff-Parkinson White síndrome. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1974;68:757-70.
 105. Sealy WC, Gallagher JJ, Kasell J. His bundle interruption for control of inappropriate ventricular responses to atrial arrhythmias. *Ann Thorac Surg.* 1981;32:429-58.
 106. Huang SK, Bharati S, Graham AR, Lev M, Marcus FI, Odell RC. Closed chest catheter desiccation of the atrioventricular junction using radiofrequency energy: a new method of catheter ablation. *J Am Coll Cardiol.* 1987;9:349-58.

107. Ferguson TB, Cox JL. Surgical therapy for atrial fibrillation. *Herz*. 1993;18:39-50.
108. Cox JL, Ad N. New surgical and catheter-based modifications of the Maze procedure. *Semin Thorac Cardiovasc Surg*. 2000;12(1):68-73.
109. Almendral Garrote J, Marín Huerta E, Medina Moreno O, Peinado, Peinado R, Pérez Alvarez L, Ruiz Granell R, Viñolas Prat X; Sociedad Española de Cardiología. Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en arritmias cardíacas. *Rev Esp Cardiol*. 2001;54(3):307-67.
110. Ad N, Cheng DC, Martin J, Berglin EE, Chang BC, Doukas G, Gammie JS, Nitta T, Wolf RK, Puskas JD. Surgical Ablation for Atrial Fibrillation in Cardiac Surgery: A Consensus Statement of the International Society of Minimally Invasive Cardiothoracic Surgery (ISMICS) 2009. *Innovations (Phila)*. 2010 Mar;5(2):74-83.
111. Fuster V, Rydén LE, Cannom DS, Crijns HJ, Curtis AB, Ellenbogen KA, Halperin JL, Le Heuzey JY, Kay GN, Lowe JE, Olsson SB, Prystowsky EN, Tamargo JL, Wann S, Smith SC Jr, Jacobs AK, Adams CD, Anderson JL, Antman EM, Halperin JL, Hunt SA, Nishimura R, Ornato JP, Page RL, Riegel B, Priori SG, Blanc JJ, Budaj A, Camm AJ, Dean V, Deckers JW, Despres C, Dickstein K, Lekakis J, McGregor K, Metra M, Morais J, Osterspey A, Tamargo JL, Zamorano JL; American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines; European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines; European Heart Rhythm Association; Heart Rhythm Society. ACC/AHA/ESC 2006 Guidelines for the Management of Patients with Atrial Fibrillation: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 2001 Guidelines for the Management of Patients With Atrial Fibrillation): developed in collaboration with the European Heart Rhythm Association and the Heart Rhythm Society. *Circulation*. 2006;114(7):257-354.
112. Wann LS, Curtis AB, January CT, Ellenbogen KA, Lowe JE, Estes NA 3rd, Page RL, Ezekowitz MD, Slotwiner DJ, Jackman WM, Stevenson WG, Tracy CM; 2011 Writing Group Members, Fuster V, Rydén LE, Cannom DS, Le Heuzey JY, Crijns HJ, Lowe JE, Curtis AB, Olsson S, Ellenbogen KA, Prystowsky EN, Halperin JL, Tamargo JL, Kay GN, Wann L; 2006 Writing Committee Members, Jacobs AK, Anderson JL, Albert N, Hochman JS, Buller CE, Kushner FG, Creager MA, Ohman EM, Ettinger SM, Stevenson WG, Guyton RA, Tarkington LG, Halperin JL, Yancy CW; ACCF/AHA Task Force Members. 2011 ACCF/AHA/HRS focused update on the management of patients with atrial fibrillation (updating the 2006 guideline): a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *Circulation*. 2011;123(1):104-23.
113. Swedberg K, Cleland J, Dargie H, Drexler H, Follath F, Komajda M, Tavazzi L, Smiseth OA, Gavazzi A, Haverich A, Hoes A, Jaarsma T, Korewicki J, Lévy S, Linde C, López-Sendón JL, Nieminen MS, Piérard L, Remme WJ; Grupo de Trabajo de

Diagnóstico y Tratamiento de la Insuficiencia Cardíaca Crónica de la Sociedad Europea de Cardiología; Comité de la ESC para la elaboración de las Guías de Práctica Clínica. Guías de Práctica Clínica sobre el diagnóstico y tratamiento de la insuficiencia cardíaca crónica. Rev Esp Cardiol. 2005;58(9):1062-92.

114. European Heart Rhythm Association; European Association for Cardio-Thoracic Surgery, Camm AJ, Kirchhof P, Lip GY, Schotten U, Savelieva I, Ernst S, Van Gelder IC, Al-Attar N, Hindricks G, Prendergast B, Heidbuchel H, Alfieri O, Angelini A, Atar D, Colonna P, De Caterina R, De Sutter J, Goette A, Gorenek B, Heldal M, Hohloser SH, Kolh P, Le Heuzey JY, Ponikowski P, Rutten FH. Guidelines for the management of atrial fibrillation: the Task Force for the Management of Atrial Fibrillation of the European Society of Cardiology (ESC). Eur Heart J. 2010;31(19):2369-429.
115. Pagé P; CCS Atrial Fibrillation Guidelines Committee. Canadian Cardiovascular Society atrial fibrillation guidelines 2010: surgical therapy. Can J Cardiol. 2011;27(1):67-73.
116. Nakamura Y, Kiaii B, Chu MW. Minimally invasive surgical therapies for atrial fibrillation. ISRN Cardiol. 2012:606324.
117. Stulak JM, Suri RM, Dearani JA, Sundt TM, Schaff HV. When should prophylactic maze procedure be considered in patients undergoing mitral valve surgery? Ann Thorac Surg. 2010;89(5):1395-401.
118. Berjano EJ. Ablación quirúrgica. Fuentes de energía y tecnologías. Cir Cardio. 2008;15(4).
119. Hornero F, Berjano E, Cánovas S, Dalmau MJ, Montero JA. Electrodes for linear radiofrequency ablation of atrial fibrillation: a comparative *in vitro* study. Eur Heart J. 2000;2:33.
120. Dorwath U, Fiek M, Remp T. Radiofrequency catheter ablation: different cooled and noncooled electrode systems induce specific lesion geometries and adverse effects profiles. Pacing Clin Electrophysiol. 2003;26(7):1438-45.
121. Abreu Filho CA, Lisboa LA, Dallan LA. Effectiveness of the maze procedure using cooled-tip radiofrequency ablation in patients with permanent atrial fibrillation and rheumatic mitral valve disease. Circulation. 2005;112(9):20-5.
122. Martínez-Gómez J, Baquero M, Berjano EJ. Análisis de SAR mediante modelos de elementos finitos de antenas de microondas para ablación cardíaca. XX Simposio Nacional de la URSI; 2005.
123. Manasse E, Colombo P, Roncalli M, Gallotti R. Myocardial acute and chronic histological modifications induced by cryoablation. Eur J Cardiothorac Surg. 2002;22:771-6.

- 124.** Rodríguez R, Hornero F, Dalmau MJ. Registro Español de ablación quirúrgica de arritmias. II Informe oficial del Grupo de Trabajo en Cirugía de las Arritmias y Estimulación Cardíaca de la Sociedad Española de Cirugía Torácica-Cardiovascular (año 2008). *Cir Cardiovasc*. 2010;17:85-91.
- 125.** Dalmau MJ, Valderrama JF, Rodríguez R. Registro Español de ablación quirúrgica de arritmias. III Informe oficial del Grupo de Trabajo en Cirugía de las Arritmias y Estimulación Cardíaca de la Sociedad Española de Cirugía Torácica-Cardiovascular (año 2009). *Cir Cardiovasc*. 2011;18:23-31.
- 126.** Dalmau MJ, Valderrama JF, Rodríguez R. Registro Español de ablación quirúrgica de arritmias. IV Informe oficial del Grupo de Trabajo en Cirugía de las Arritmias y Estimulación Cardíaca de la Sociedad Española de Cirugía Torácica-Cardiovascular (año 2010). *Cir Cardiovasc*. 2012;19:57-65.
- 127.** Ad N. Multi purse-string maze procedure: a new surgical technique to perform the full maze procedure without atriotomies. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2007;134:717-22.
- 128.** Ohtsuka T, Kubota H, Suematsu Y, Motomura N, Takamoto S. Video-assisted transseptal cryoablation of left atrium in nonmitral cases. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2003;125:1537-8.
- 129.** Tahta S, Beyer E. Surgical technique for minimally invasive modified maze procedure. The bilateral thoracotomy approach. The International Heart Institute of Montana. Saint Patrick Hospital and Health Sciences Center. <http://www.ihimontanafoundation.org/>.
- 130.** Kiser AC, Cockfield W. Paracardioscopic ex-maze procedure for atrial fibrillation. MMCTS.2008.003863.
- 131.** Weimar T, Bailey MS, Watanabe Y, Marin D, Maniar HS, Schuessler RB, Damiano RJ. The Cox-maze IV procedure for lone atrial fibrillation: a single center experience in 100 consecutive patients. *J Interv Card Electrophysiol*. 2011;31(1):47-54.
- 132.** Melo JQ, Santiago T, Aguiar C, Berglin E, Knaut M, Alfieri O, Benussi S, Sie HT, Williams M, Hornero F, Marinelli G, Ridley P, Fulquet E, Ferreira A. Surgery of atrial fibrillation in patients with mitral valve disease: Results at five years from the International Registry of Atrial Fibrillation Surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2008;135:863-869.
- 133.** Benussi S, Cini R, Gaynor SL, Alfieri O, Calafiore AM. Bipolar radiofrequency maze procedure through a transseptal approach. *Ann Thorac Surg*. 2010;90(3):1025-7.
- 134.** Gaita F, Riccardi R, Gallotti R. Surgical approaches to atrial fibrillation. *Card Electrophysiol Rev*. 2002;6(4):401-5.

- 135.** Kottkamp H, Hindricks G, Autschbach R, Krauss B, Strasser B, Schirdewahn P, Fabricius A, Schuler G, Mohr FW. Specific linear left atrial lesions in atrial fibrillation: intraoperative radiofrequencyablation using minimally invasive surgical techniques. *J Am Coll Cardiol.* 2002;40(3):475-80.
- 136.** Edgerton JR, Edgerton ZJ, Weaver T, Reed K, Prince S, Herbert MA and Mack MJ. Minimally invasive pulmonary vein isolation and partial autonomic denervation for surgical treatment of atrial fibrillation. *Ann Thorac Surg.* 2008;86:35-39.
- 137.** Thomas SP, Nunn GR, Nicholson IA, Rees A, Daly MP, Chard RB, Ross DL. Mechanism, localization and cure of atrial arrhythmias occurring after a new intraoperative endocardial radiofrequency ablation procedure for atrial fibrillation. *J Am Coll Cardiol.* 2000;35(2):442-50.
- 138.** Sie HT, Beukema WP, Elvan A, Ramdat Misier AR. New strategies in the surgical treatment of atrial fibrillation. *Cardiovasc Res.* 2003;58(3):501-9.
- 139.** Hornero F, Atienza F, Montero JA, Gil O, García R, Paya R, Pérez JL, Cánovas S, Dalmau MJ. Partial left atricectomy in the treatment of atrial fibrillation associated with mitral valve disease. *Rev Esp Cardiol.* 2001;54(6):703-8.
- 140.** Marui A, Nishina T, Tambara K, Saji Y, Shimamoto T, Nishioka M, Ikeda T, Komeda M. A novel atrial volume reduction technique to enhance the Cox maze procedure: initial results. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2006 Nov;132(5):1047-53.
- 141.** Wang W, Guo LR, Martland AM, Feng XD, Ma J, Feng XQ. Biatrrial reduction plasty with reef imbricate technique as an adjunct to maze procedure for permanent atrial fibrillation associated with giant left atria. *Interact Cardiovasc Thorac Surg.* 2010;10(4):577-81.
- 142.** Kosakai Y, Kawaguchi AT, Isobe F, Sasako Y, Nakano K, Eishi K, Tanaka N, Kito Y, Kawashima Y. Cox maze procedure for chronic atrial fibrillation associated with mitral valve disease. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 1994;108(6):1049-54.
- 143.** Lequerica JL, Sanz E, Hornero F, Herrero M, Ruiz N, Burdio F, Berjano EJ. Esophagus histological analysis after hyperthermia-induced injury: implications for cardiac ablation. *Int J Hyperthermia.* 2009;25(2):150-9.
- 144.** Voeller RK, Schuessler RB, and Damiano RJ. Surgical treatment of supraventricular tachyarrhythmias. En: Cohn LH, Edmunds LH (eds). *Cardiac surgery in the adult.* McGraw-Hill Professional. Nueva York, 2008;59:1375-1394.
- 145.** Hornero Sos F, Montero Argudo JA, Rodríguez Albarrán I, Bueno Codoñer M, Buendía Miñano J, Gil Albarova O, García Fuster R, Cánovas López S, Payá Serrano R, Pérez Bosca JL. Ablation of permanent atrial fibrillation in cardiac surgery. Short-term and mid-term results. *Rev Esp Cardiol.* 2004 Oct; 57(10):939-45.

146. Hornero F, Rodríguez I, Bueno M, Buendía J, Dalmau MJ, Canovas S, Gil O, García R, Montero JA. Surgical ablation of permanent atrial fibrillation by means of maze radiofrequency: mid-term results. *J Card Surg.* 2004 Sep-Oct; 19(5):383-8.
147. Kobza R, Hindricks G, Tanner H, Schirdewahn P, Dorszewski A, Piorkowski C, Gerds-Li JH, Kottkamp H. Late recurrent arrhythmias after ablation of atrial fibrillation: incidence, mechanisms, and treatment. *Heart Rhythm.* 2004;1(6):676-83.
148. Martín E, García A, Hornero F. Factor anatómico adverso en ablación de fibrilación auricular. Imágenes en cirugía torácica y cardiovascular. *Cir. Cardio.* 2009;16(3):267.
149. Beukema WP, Sie HT, Misier AR, Delnoy PP, Wellens HJ, Elvan A. Predictive factors of sustained sinus rhythm and recurrent atrial fibrillation after a radiofrequency modified Maze procedure. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2008;34(4):771-5.
150. Chorro FJ, López-Merino V. *Electrocardiografía en la práctica clínica.* Publicacions de la Universitat de València. Valencia, 2003.
151. Einthoven W. "Le télécariogramme". *Archives Internationales de Physiologie.* 1906;4:133-64.
152. Ferrero JM, Sáiz J, Arnau A. *Bioelectrónica. Señales bioeléctricas.* Servicio de publicaciones de la Universitat Politècnica de Valencia. 1994.
153. Malmivuo J, Plonsey R. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields.* Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia, 2004.
154. Gertsch M. *The ECG: a two-step approach to diagnosis.* Springer. Berlín, 2004:7.
155. Blitt CD. *Monitoring in anesthesia and critical care medicine.* Churchill Livingstone. Londres, 1995.
156. Waldo AL, Wells JL Jr, Cooper TB, MacLean WA. Temporary cardiac pacing: applications and techniques in the treatment of cardiac arrhythmias. *Prog Cardiovasc Dis.* 1981;23(6):451-74.
157. Hornero F, Rodríguez I, Estevez V, Gil O, Canovas S, García R, Leon JM. Analysis of the postoperative epicardial auriculogram after surgical ablation of atrial fibrillation: risk stratification of late recurrences. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2007;133(6):1493-8.
158. Gerstenfeld EP, Lavi N, Bazan V, Gojraty S, Kim SJ, Michele J. Mechanism of complex fractionated electrograms recorded during atrial fibrillation in a canine model. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2011;34(7):844-57.

-
- 159.** Alcaraz R, Hornero F, Rieta JJ. Validation of surface atrial fibrillation organization indicators through invasive recordings. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2011;2011:5519-22.
- 160.** Alcaraz R, Hornero F, Rieta JJ. Noninvasive time and frequency predictors of long-standing atrial fibrillation early recurrence after electrical cardioversion. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2011;34(10):1241-50.
- 161.** Alcaraz R, Rieta JJ. Wavelet bidomain sample entropy analysis to predict spontaneous termination of atrial fibrillation. *Physiol Meas.* 2008;29(1):65-80.
- 162.** Alcaraz R, Rieta JJ. Time and frequency recurrence analysis of persistent atrial fibrillation after electrical cardioversion. *Physiol Meas.* 2009;30(5):479-89.
- 163.** Alcaraz R, Rieta JJ, Hornero F. Non-invasive characterization of atrial activity immediately prior to termination of paroxysmal atrial fibrillation. *Rev Esp Cardiol.* 2008;61(2):154-60.
- 164.** Alcaraz R, Rieta JJ, Hornero F. Non-invasive atrial fibrillation organization follow-up under successive attempts of electrical cardioversion. *Med Biol Eng Comput.* 2009;47(12):1247-55.
- 165.** Slocum J, Sahakian A, Swiryn S. Diagnosis of atrial fibrillation from surface electrocardiogram based on computer-detected atrial activity. *J Electrocardiol.* 1992;25(1):1-8.
- 166.** Stridh M, Sörnmo. Spatiotemporal QRST cancellation techniques for analysis of atrial fibrillation. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2001;48(1):105-11.
- 167.** Alcaraz R, Rieta JJ. Optimal beat selection study for QRST cancellation methods in the ECG of atrial fibrillation. *Proc Int Conf on Computers in Cardiol.* 2008:1045-8.
- 168.** Cardoso JF. Blind signal separation: statistical principles. *Proc IEEE.* 1998;9(10):2009-25.
- 169.** Hyvärinen A, Karhunen J, Oja E. Independent component analysis. John Wiley & Sons. Nueva York, 2001.
- 170.** Alcaraz R, Rieta JJ. Sample entropy of the main atrial wave predicts spontaneous termination of paroxysmal atrial fibrillation. *Med Eng Phys.* 2009;31(8):917-22.
- 171.** Mora C, Castells F, Ruiz R, Rieta JJ, Millet J, Sánchez C, Morell S. Prediction of spontaneous termination of atrial fibrillation using time frequency analysis of the atrial fibrillatory wave. *Computers in Cardiology.* 2004;31:109-12.

172. Welch P. Use of fast Fourier transform for estimation of power spectra: a method based on time averaging over short modified periodograms. *IEEE Trans Audio Electroacust.* 1967;15(2):70-73.
173. Pincus SM. Approximate entropy (ApEn) as complexity measure. *Chaos.* 1995;5(1):110-7.
174. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 2000;278(6):2039-49.
175. Auger F, Flandrin P, Gonçalves P, Lemoine O. Time-frequency toolbox for use with MATLAB. Centre National de la Recherche Scientifique, 1996.
176. Thakar CV, Arrigain S, Worley S, Yared JP, Paganini EP. A clinical score to predict acute renal failure after cardiac surgery. *J Am Soc Nephrol.* 2005;16(1):162-8.
177. Castellà M, Nadal M. Indicaciones de la cirugía en el tratamiento de las taquiarritmias. *Guías clínicas. Cir Cardiovasc.* 2010;17(2):143-52.
178. Gillinov AM, Sirak J, Blackstone EH, McCarthy PM, Rajeswaran J, Pettersson G, Sabik FJ 3rd, Svensson LG, Navia JL, Cosgrove DM, Marrouche N, Natale A. The Cox maze procedure in mitral valve disease: predictors of recurrent atrial fibrillation. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2005;130(6):1653-60.
179. Stulak JM, Dearani JA, Sundt TM 3rd, Daly RC, Schaff HV. Ablation of atrial fibrillation: comparison of catheter-based techniques and the Cox-Maze III operation. *Ann Thorac Surg.* 2011;91(6):1882-8.
180. Stulak JM, Dearani JA, Sundt TM, Daly RC, McGregor CG, Zehr KJ, Schaff HV. Superiority of cut-and-sew technique for the Cox maze procedure: comparison with radiofrequency ablation. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2007;133(4):1022-7.
181. Byrd GD, Prasad SM, Ripplinger CM, Cassilly TR, Schuessler RB, Boineau JP, Damiano RJ. Importance of geometry and refractory period in sustaining atrial fibrillation: testing the critical mass hypothesis. *Circulation.* 2005;112(9):17-13.
182. Gaynor SL, Diodato MD, Prasad SM, Ishii Y, Schuessler RB, Bailey MS, Damiano NR, Bloch JB, Moon MR, Damiano RJ Jr. A prospective, single-center clinical trial of a modified Cox maze procedure with bipolar radiofrequency ablation. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2004;128(4):535-42.
183. Groh MA, Binns OA, Burton HG 3rd, Ely SW, Johnson AM. Ultrasonic cardiac ablation for atrial fibrillation during concomitant cardiac surgery: long-term clinical outcomes. *Ann Thorac Surg.* 2007;84(6):1978-83.
184. Prasad SM, Maniar HS, Schuessler RB, Damiano RJ. Chronic transmural atrial ablation by using bipolar radiofrequency energy on the beating heart. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2002;124(4):708-13.

- 185.** Toledano F, Crespín M, Ortiz MR, Mesa D, Romo E, Delgado M, Suárez de Lezo J. Etiologic spectrum and clinical features of mitral regurgitation in a Spanish population. *J Heart Valve Dis.* 2012;21(3):293-8.
- 186.** John B, Stiles MK, Kuklik P, Chandy ST, Young GD, Mackenzie L, Szumowski L, Joseph G, Jose J, Worthley SG, Kalman JM, Sanders P. Electrical remodelling of the left and right atria due to rheumatic mitral stenosis. *Eur Heart J.* 2008 Sep;29(18):2234-43.
- 187.** Kamata J, Kawazoe K, Izumoto H, Kitahara H, Shiina Y, Sato Y, Nakai K, Ohkubo T, Tsuji I, Hiramori K. Predictors of sinus rhythm restoration after Cox maze procedure concomitant with other cardiac operations. *Ann Thorac Surg.* 1997;64(2):394-8.
- 188.** Chen MC, Chang JP, Chang HW. Preoperative atrial size predicts the success of radiofrequency maze procedure for permanent atrial fibrillation in patients undergoing concomitant valvular surgery. *Chest.* 2004;125(6):2129-34.
- 189.** Kim KC, Cho KR, Kim YJ, Sohn DW, Kim KB. Long-term results of the Cox-Maze III procedure for persistent atrial fibrillation associated with rheumatic mitral valve disease: 10-year experience. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2007;31(2):261-6.
- 190.** Gaynor SL, Schuessler RB, Bailey MS, Ishii Y, Boineau JP, Gleva MJ, Cox JL, Damiano RJ. Surgical treatment of atrial fibrillation: predictors of late recurrence. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2005;129(1):104-11.
- 191.** Gillis AM, Verma A, Talajic M, Nattel S, Dorian P; CCS Atrial Fibrillation Guidelines Committee. Canadian Cardiovascular Society atrial fibrillation guidelines 2010: rate and rhythm management. *Can J Cardiol.* 2011;27(1):47-59.
- 192.** Gerstenfeld EP, Callans D, Dixit S, Lin D, Cooper J, Russo AM, Verdino R, Weiner M, Zado E, Marchlinski FE. Characteristics of patients undergoing atrial fibrillation ablation: trends over a seven-year period 1999-2005. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2007;18(1):23-8.
- 193.** Stulak JM, Sundt TM, Dearani JA, Daly RC, Orsulak TA, Schaff HV. Ten-year experience with the Cox-maze procedure for atrial fibrillation: how do we define success? *Ann Thorac Surg.* 2007;83(4):1319-24.
- 194.** Solheim E, Off MK, Hoff PI, De Bortoli A, Schuster P, Ohm OJ, Chen J. N-terminal pro-B-type natriuretic peptide level at long-term follow-up after atrial fibrillation ablation: a marker of reverse atrial remodelling and successful ablation. *J Interv Card Electrophysiol.* 2012;34(2):129-36.
- 195.** Hindricks G, Piorkowski C. Surgical ablation of atrial fibrillation after the PRAGUE-12 study: more questions than answers. *Eur Heart J.* 2012;33(21):2636-8.
- 196.** On YK, Jeon ES, Lee SY, Shin DH, Choi JO, Sung J, Kim JS, Sung K, Park P. Plasma transforming growth factor beta1 as a biochemical marker to predict the persistence of atrial fibrillation after the surgical maze procedure. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2009;137(6):1515-20.

-
- 197.** Santarpino G, Rubino AS, Onorati F, Curcio A, Torella D, Tucci L, Indolfi C, Renzulli A. Atrial fibrillation ablation induces reverse remodelling and impacts cardiac function. *Minerva Cardioangiol.* 2011;59(1):17-29.
- 198.** Solheim E, Off MK, Hoff PI, De Bortoli A, Schuster P, Ohm OJ, Chen J. N-terminal pro-B-type natriuretic peptide level at long-term follow-up after atrial fibrillation ablation: a marker of reverse atrial remodelling and successful ablation. *J Interv Card Electrophysiol.* 2012;34(2):129-36.
- 199.** Ishii Y, Gleva MJ, Gamache MC, Schuessler RB, Boineau JP, Bailey MS, Damiano RJ. Atrial tachyarrhythmias after the maze procedure: incidence and prognosis. *Circulation.* 2004;110(11):1164-8.
- 200.** Melo J, Santiago T, Aguiar C, Berglin E, Knaut M, Alfieri O, Benussi S, Sie H, Williams M, Hornero F, Marinelli G, Ridley P, Fulquet-Carreras E, Ferreira A. Surgery for atrial fibrillation in patients with mitral valve disease: results at five years from the International Registry of Atrial Fibrillation Surgery. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2008 Apr;135(4):863-9.
- 201.** Akkaya M, Higuchi K, Koopmann M, Damal K, Burgon NS, Kholmovski E, McGann C, Marrouche N. Higher Degree of Left Atrial Structural Remodeling in Patients with Atrial Fibrillation and Left Ventricular Systolic Dysfunction. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2013;10.
- 202.** Quraini D, Pandian NG, Patel AR. Three-dimensional echocardiographic analysis of right atrial volume in normal and abnormal hearts: comparison of biplane and multiplane methods. *Echocardiography.* 2012;29(5):608-13.
- 203.** Khargi K, Hutten B, Lemke B, Deneke T. Surgical treatment of atrial fibrillation; a systematic review. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2005;27(2):258-65.



APÉNDICES

7. APÉNDICES

7.1 APÉNDICE I: LISTADO DE ABREVIATURAS

AA: actividad (eléctrica) auricular	DAF: <i>Dominant Atrial Frequency</i>
ABS: <i>Average Beat Substraction</i>	DFT: <i>Discreet Fourier Transform</i>
ACG: auriculograma	DL: dislipemia
ACO: anticoagulación oral	DM: diabetes mellitus
ACV: accidente cerebrovascular	DNA: <i>desoxirribonucleic acid</i>
AI: aurícula izquierda	DTDVD: diámetro telediastólico del ventrículo derecho
ApEn: <i>Approximated Entropy</i>	DTDVI: diámetro telediastólico de ventrículo izquierdo
ASVC: <i>Adaptative Singular Value Cancellation</i>	DTSVI: diámetro telesistólico del ventrículo izquierdo
AUC: <i>area under curve</i>	EAC: enfermedad arterial coronaria
AV: aurículo-ventricular	EAP: enfermedad arterial periférica
BAV: bloqueo aurículo-ventricular	ECG: electrocardiograma (de superficie)
BCRIHH: bloqueo completo de rama izquierda del Haz de His	ECV: enfermedad cerebrovascular
BNP: <i>brain natriuretic peptide</i>	EEF: estudio electrofisiológico
BPC: bypass coronario	EMG: electromiografía
BSS: <i>Blind Source Separation</i>	EPOC: enfermedad pulmonar obstructiva crónica
c.c.: centímetro cúbico	ETE: ecocardiografía transesofágica
Ca⁺⁺: calcio	EuroSCORE: <i>European System for Cardiac Operative Risk Evaluation</i>
CEC: circulación extracorpórea	FA: fibrilación auricular
CIA: comunicación interauricular	FA%: fracción de acortamiento (del ventrículo izquierdo)
cm: centímetro	FAE: fistula atrio-esofágica
cm²: centímetros cuadrados	FC: frecuencia cardiaca
cmH₂O: centímetros de agua	FE: fuente de energía
CMRR: <i>Common-Mode Rejection Ratio</i>	
CTE: Centro Terminal de Einthoven	
CVE: cardioversión eléctrica	
CVF: cardioversión farmacológica	

FE% : fracción de eyección (del ventrículo izquierdo)	mm/s : milímetros por segundo
FFT : <i>Fast Fourier Transform</i>	mm² : milímetros cuadrados
GHz : gigaherzio	mmHg : milímetro de mercurio
HIFU : <i>High Frequency Focused Ultrasound</i>	ms : milisegundo
HTA : hipertensión arterial	Na⁺ : sodio
HTP : hipertensión pulmonar	NAV : nodo aurículo-ventricular
HV : <i>heart vector</i>	NHC : número de historia clínica
Hz : herzio	NS : nodo sinusal
i.v. : intravenoso	NYHA : <i>New York Heart Association</i>
IMC : índice de masa corporal de Quetelet	OI : orejuela izquierda
INR : <i>international normalized ratio</i>	OR : <i>odds ratio</i>
IRC : insuficiencia renal crónica	OTSVI : obstrucción del tracto de salida del ventrículo izquierdo
J/s : julios por segundo	PAB : preservación auricular bilateral
K⁺ : potasio	PAN : péptido atrial natriurético
Kg : kilogramo	PPP : postpotencial precoz
Kg/m² : kilogramos por metro cuadrado	PPT : postpotencial tardío
KHz : kiloherzio	PSAP : presión sistólica de la arteria pulmonar
KΩ : kiloohmio	RF : radiofrecuencia
LASER : <i>Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation</i>	RM : resonancia magnética
lpm : latidos por minuto	ROC : <i>receiver operating characteristic</i>
m/s : metros por segundo	RS : ritmo sinusal
m² : metro cuadrado	SampEn : <i>Sample Entropy</i>
mA : miliamperio	SC : superficie corporal (por fórmula de Mosteller)
MAW : <i>Main Atrial Wave</i>	TC : tomografía computarizada
mg : miligramo	TGF-β : <i>transforming growth factor beta</i>
MHz : megaherzio	TTPa : tiempo de tromboplastina parcial activado
mL/h : mililitros por hora	UCI : unidad de cuidados intensivos
mm : milímetro	
mm/mV : milímetros por milivoltio	

V: voltio

v.o.: vía oral

VA: válvula aórtica

VI: ventrículo izquierdo

VM: válvula mitral

VPID: vena pulmonar inferior
derecha

VPSI: vena pulmonar superior
izquierda

VT: válvula tricúspide

μA: microamperio

μs: microsegundo

μV: microvoltio

7.2 APÉNDICE II: ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Recomendaciones de patrón lesional según Canadian Cardiovascular Society AF Guidelines 2010.....	82
Tabla 2. Resultados de diferentes series publicadas en la literatura en términos de recuperación de ritmo sinusal y mortalidad, con técnica de corte-sutura.....	136
Tabla 3. Resultados de diferentes series publicadas en la literatura en términos de recuperación de ritmo sinusal tras ablación con fuentes de energía.....	139
Tabla 4. Campos y funciones de aplicabilidad del software matemático MATLAB®.....	197
Tabla 5. Resultados globales de variables preoperatorias de la muestra de estudio.....	221
Tabla 6. Resultados globales de variables preoperatorias de la muestra de estudio (II).....	223
Tabla 7. Resultados globales de variables intraoperatorias de la muestra de estudio.....	225
Tabla 8. Resultados globales de variables postoperatorias de la muestra de estudio.....	226
Tabla 9. Capacidad predictiva y puntos de corte óptimos de las variables cuantitativas en función del éxito/fracaso postablación al cierre del seguimiento.....	227
Tabla 10. Análisis univariante de variables preoperatorias de la muestra de estudio.....	234
Tabla 11. Análisis univariante de variables preoperatorias (II) de la muestra de estudio.....	236
Tabla 12. Estratificación del éxito de ablación según el tiempo de evolución.....	237
Tabla 13. Análisis univariante de variables preoperatorias (III) de la muestra de estudio.....	239
Tablas 14A y 14B. Análisis univariante de variables intraoperatorias (I y II) de la muestra de estudio.....	241 y 242
Tabla 15. Análisis univariante de variables postoperatorias de la muestra de estudio.....	243
Tabla 16. Análisis multivariante en función del éxito del procedimiento de ablación al cierre del seguimiento.....	244
Tabla 17A. Desarrollo de <i>score</i> clínico-electrocardiográfico predictivo S ₂ DAY.....	245
Tabla 17B. Desarrollo de <i>score</i> clínico-electrocardiográfico predictivo DAY.....	246
Tabla 18. Correlaciones lineales de variables cuantitativas relacionadas con el remodelado auricular.....	247
Tabla 19. Variables clínicas significativamente correlacionadas con el diámetro auricular izquierdo.....	253

Tabla 20. Variables clínicas significativamente correlacionadas con la desorganización eléctrica auricular.....	254
Tabla 21. Capacidad predictiva de los pares de variables anatómico-clínico-electrocardiográficas del resultado del restablecimiento de ritmo sinusal postablación según puntos de corte preestablecidos.....	256
Tabla 22. Tasa de éxito de restablecimiento del ritmo sinusal postablación para cada una de las puntuaciones del <i>score</i> clínico-electrocardiográfico S ₂ DAY.....	263
Tabla 23. Tasa de éxito de restablecimiento del ritmo sinusal postablación para cada una de las puntuaciones del <i>score</i> clínico DAY.....	266
Tabla 24. Factores predictores de recurrencia de fibrilación auricular tras ablación.....	277
Tabla 25. <i>Score</i> S ₂ DAY predictivo del fallo de restauración de ritmo sinusal postablación.....	287
Tabla 26. <i>Score</i> DAY predictivo del fallo de restauración de ritmo sinusal postablación.....	287

7.3 APÉNDICE III: ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Detalles anatómicos de aurícula derecha.....	21
Figura 2. Detalles anatómicos de la aurícula izquierda.....	26, 27 y 28
Figura 3. Vías de conducción preferencial interauricular junto con el resto del sistema cardionector cardiaco.....	30
Figura 4. Detalle macroscópico e histológico de las relaciones de la AI y el esófago a través del seno de Haller.....	34
Figura 5. Detalle de la disposición de los nervios vagos en relación con el esófago, aorta descendente, aurícula izquierda.....	34
Figura 6. Relaciones de los nervios frénicos.....	35
Figura 7. Patrón Maze III por corte-sutura.....	74
Figura 8. Catéter de radiofrecuencia monopolar.....	87
Figura 9. Diferentes diseños de pinzas de radiofrecuencia bipolar: AtriCure® Isolator®, Medtronic® Cardiablate® y Medtronic Gemini®.....	88
Figura 10. Dispositivo y detalle de ablación quirúrgica con microondas Guidant® Flex10®.....	89
Figura 11. Apantallamiento del haz de ultrasonidos.....	90
Figura 12. Dispositivo para ablación lineal por HIFU de Saint Jude Medical® UltraWand®.....	91
Figura 13. Dispositivo para ablación con LASER.....	91
Figura 14. Dispositivos primitivos de crioblación quirúrgica.....	93
Figura 15. Aplicador de radiofrecuencia monopolar tipo catéter segmentado.....	97
Figura 16A. Aplicador de RF mono-bipolar tipo cincha de Stetch® Cobra®.....	97
Figura 16B. Aplicador de HIFU tipo cincha de Saint Jude Medical® Cynch®.....	98
Figura 17. Dispositivos de ATS® CryoFlex® para crioblación por esquemas monopolar con catéter protegido y pinza.....	99
Figura 18. Sonda de Stetch® Isolator® de mapeo intraoperatorio.....	101
Figura 19. Detección de gap por medio del método de detección de potenciales dobles.....	102
Figura 20. <i>Box-lesion</i> con dispositivo tipo cincha.....	104
Figura 21. Ablación toracoscópica con dispositivo Medtronic® Gemini®.....	106
Figura 22. Abordaje por pericardioscopia en el seno de Haller.....	107

Figura 23A. Exclusión de orejuela izquierda con GIA®.....	114
Figura 23B. Exclusión de orejuela izquierda con Atriclip®.....	115
Figura 24. ECG-Holter implantable Medtronic® Reveal XT®.....	145
Figura 25. Planos ortogonales del ECG y sus derivaciones correspondientes.....	167
Figura 26. Génesis de los trazados de las derivaciones I, II y III según la progresión del vector cardíaco (<i>loops</i>).....	169
Figura 27. Ritmo sinusal.....	170
Figura 28. Fibrilación auricular.....	172
Figura 29. Flutter auricular.....	172
Figura 30. Auriculograma de ritmo sinusal.....	174
Figura 31. Auriculograma de fibrilo-flutter auricular.....	174
Figura 32. Tipos de Wells de auriculograma de la FA.....	175
Figura 33. Algoritmo de la metodología del procesado de señal ECG.....	178

7.4 APÉNDICE IV: ÍNDICE DE ESQUEMAS

Esquema 1. Distribución de parches adiposos con plexos vegetativos. Sistemas de ganglios vegetativos circunferenciales a las venas pulmonares.....	31
Esquema 2. Grupos ganglionares de la aurícula izquierda.....	32
Esquema 3. Grupos ganglionares de la aurícula derecha.....	32
Esquema 4. Génesis de actividad desencadenada.....	39
Esquema 5. Relaciones entre longitud de onda y periodo refractario.....	44
Esquema 6A. Reentrada anatómica en ostium de vena pulmonar superior izquierda.....	44
Esquema 6B. Reentrada funcional.....	45
Esquema 7. Electrofisiología de la FA paroxística y crónica “precoz”.....	49
Esquema 8. Electrofisiología de la FA con alto grado de remodelado según Moe (microrreentradas múltiples erráticas) y Jalife (teoría del rotor).....	50
Esquema 9. Ablación de FA exitosa y fallida con bajos y altos grados de remodelado, respectivamente.....	50
Esquema 10. Modelo de ablación 2D en diferentes situaciones.....	60
Esquema 11. Aislamiento auricular izquierdo.....	66
Esquema 12. Ablación del nodo aurículo-ventricular.....	66
Esquema 13. Septotomía del “corredor” o “pasillo”.....	67
Esquema 14. Evolución de patrones de aislamiento de venas pulmonares hasta la transección biauricular desarrollados según los modelos de Cox.....	69
Esquema 15. Experiencias de Cox.....	70
Esquema 16. Maze I.....	71
Esquema 17. Maze II.....	73
Esquema 18. Electrodo refrigerado e irrigado.....	86
Esquema 19. Radiofrecuencia monopolar y bipolar.....	87
Esquema 20. Antena de microondas.....	89
Esquema 21. Transductor de ultrasonidos.....	90
Esquema 22. Sistema de crioablación.....	93
Esquema 23. Posibilidades de aplicación de la radiofrecuencia.....	100

Esquema 24. Ordenamiento de posibilidades técnicas de ablación quirúrgica de la FA.....	102
Esquema 25. Esternotomía media.....	103
Esquema 26. Minitoracotomía derecha.....	104
Esquemas 27A y 27B. Abordaje toracoscópico uni o bilateral.....	104
Esquema 28. Abordaje toracoscópico puro.....	105
Esquema 29. Abordaje por pericardioscopia.....	107
Esquema 30. Aislamiento de venas pulmonares.....	109
Esquema 31. <i>Box-lesion</i>	110
Esquema 32. Mini-Maze.....	113
Esquema 33. Maze III.....	116
Esquema 34. Maze IV.....	118
Esquema 35. <i>Star procedure</i>	119
Esquema 36. Maze radial.....	120
Esquema 37. Maze PAB.....	121
Esquema 38. Técnicas de reducción auricular.....	126
Esquema 39. Trayectos de la arteria del nodo sinusal y relación con el patrón Maze III.....	129
Esquema 40. Recurrencia técnica por factores anatómicos adversos.....	154
Esquema 41. Disposición de electrodos y su codificación internacional. Derivaciones bipolares de Einthoven.....	160
Esquema 42. Disposición de electrodos y su codificación internacional. Derivaciones monopolares de Goldberger.....	161
Esquema 43. Derivaciones monopolares precordiales de Wilson $V_1 - V_6$	162
Esquema 44. Derivaciones adicionales monopolares precordiales de Wilson $V_{3r}, V_{4r}, V_7 - V_9$	164
Esquema 45. Derivaciones monopolares de Nehb 1,2 y 3.....	165
Esquema 46. Derivación MCL1.....	165
Esquema 47. Derivación CS5 o MCR.....	166
Esquema 48. Derivación CM5.....	166
Esquema 49. Derivación CB5.....	166

Esquema 50. Derivación CC5.....	166
Esquema 51. Protocolo de colocación de electrodos preablación.....	198
Esquema 52. Interpretación de la asignación predictiva de los puntos de corte en los diagramas de dispersión.....	228

7.5 APÉNDICE V: ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Resultados por año de citaciones de <i>atrial fibrillation ablation</i>	13
Gráfico 2. Diagrama de cajas de la edad y las variables somatométricas de la muestra global de estudio.....	219
Gráfico 3. Diagrama de barras de las frecuencias globales de las comorbilidades preoperatorias en la muestra de estudio.....	220
Gráficos 4 y 5. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la <i>Edad</i> para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.....	228
Gráficos 6 y 7. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte del <i>Índice de masa corporal</i> para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.....	229
Gráficos 8 y 9. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte del <i>EuroSCORE aditivo</i> para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.....	230
Gráficos 10 y 11. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de los <i>Años de evolución</i> para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.....	230
Gráficos 12 y 13. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte del <i>Diámetro auricular izquierdo</i> para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.....	231
Gráficos 14 y 15. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la <i>Fracción de eyección del ventrículo izquierdo</i> para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.....	231
Gráficos 16 y 17. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la <i>Frecuencia auricular dominante</i> para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.....	232
Gráficos 18 y 19. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la <i>Entropía muestral</i> para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.....	232
Gráficos 20 y 21. Capacidad predictiva y asignación del punto de corte de la <i>Potencia</i> para el éxito de la ablación al cierre del seguimiento.....	233
Gráficos 22-31. Diagramas de dispersión de los pares de variables con correlación lineal estadísticamente significativa.....	248 y 249
Gráfico 32A y 32B. Ajuste de la evolución del diámetro auricular izquierdo a lo largo del tiempo y en función de la edad a una curva bimodal.....	250
Gráficos 33A y 33B. Comportamiento de la evolución de la desorganización eléctrica auricular a lo largo del tiempo.....	251
Gráficos 34A y 34B. Comportamiento de la evolución de la desorganización eléctrica auricular en función de la edad.....	251

Gráficos 35 y 36. Comportamiento del remodelado anatómico vs. eléctrico en grados crecientes.....	252
Gráfico 37. Comparación del comportamiento del remodelado anatómico y eléctrico en función de un tiempo de evolución común.....	252
Gráficos 38-44. Diagramas de dispersión con extrapolación de los resultados del resultado postablación quirúrgica al cierre del seguimiento.....	259 y 260
Gráfico 45. Diagrama de dispersión del par <i>Diámetro auricular izquierdo & SampEn</i> con extrapolación de los resultados del resultado postablación quirúrgica al cierre del seguimiento.....	261
Gráfico 46. Diagrama de dispersión del par <i>Diámetro auricular izquierdo & SampEn</i> con extrapolación de las puntuaciones del <i>score S₂DAY</i>	262
Gráfico 47. Distribución de éxito/fallo del restablecimiento del ritmo sinusal postablación para cada una de las puntuaciones del <i>score</i> clínico-electrocardiográfico <i>S₂DAY</i>	263
Gráfico 48. Diagrama de dispersión tridimensional <i>Diámetro auricular izquierdo & Edad & Años de evolución</i> , con extrapolación de las puntuaciones del <i>score DAY</i>	264
Gráficos 49, 50 y 51. Diagramas de dispersión por pares del modelo tridimensional <i>Diámetro auricular izquierdo & SampEn</i> con extrapolación de las puntuaciones del <i>score DAY</i>	265
Gráfico 52. Distribución de éxito/fallo del restablecimiento del ritmo sinusal postablación para cada una de las puntuaciones del <i>score</i> clínico <i>DAY</i>	266
Gráfico 53. Resultados de seguimiento postablación en la serie de pacientes estudiada.....	274

7.6 APÉNDICE VI: HOJA DE RECOGIDA DE DATOS

Desarrollo de modelos preoperatorios basados en el remodelado auricular electro-anatomo-clínico para la predicción del éxito de la ablación quirúrgica concomitante de la fibrilación auricular

ETIQUETA de INGRESO C.H.G.U.V.

DATOS PREABLACIÓN

Datos clínicos		Sintomatología	
Sexo: H M		Disnea NYHA I II III IV	
Peso	Kg	Ortopnea	
Talla	cm	Angor CCF I II III IV	
IMC	Kg/m ²	EAP	
SC (Mosteller)		Edemas MMII	
Edad	años	Ascitis, hepatomegalia	
Analítica preop		Palpitaciones	
	Hb		
	Hk		
	Cr		
FRCV y comorbilidad			
Fumador			
Diabetes	tipo 1 2	nID ID	
HTA			
Hipercolesterolemia			
IRC	Cr 1,4-1,9 Cr >2		
EPOC			
EAP	LaFontaine I IIA IIB III IV		Carotídeo (ECV)
ACV	Embólico Carotídeo	AIT: sí no	RIND: sí no
Euroscore	logístico aditivo		
Ritmo	FA paroxística Flutter		
FA crónica:	Persistente Permantente		
Años de evolución/en tto. ACO:		años	
Manejo:	control de ritmo control de frecuencia		
Fármacos:	BB Amiod Dx CaA ACO		
CVE previa:	sí no		
EEF previo:	sí no		
Cardiopatía	Isquémica	Valvular, grado: EM (/IV) IM (/IV) EAo (/IV) IAo (/IV) IT (/IV) ET (/IV)	
Nº vasos: 1		Etiología valvular Ao: E R F D	
2		Etiología valvular M: E R F D I	
3		Etiología valvular T: E R F D	

DATOS INTRAOPERATORIOS Y ECO

Intervención quirúrgica		Ecocardiografía	
Fecha intervención:	/ /	Diám. A1	mm
Redo:	sí, previa: no	FE%	%
Cirugía asociada:		FA%	%
BPC	x	DTDVI	mm
M	S R	DTSVI	mm
Ao	S R	DTDVD	mm
T	S R	PSAP	mmHg
Otros:			

7.6 APÉNDICE VI: HOJA DE RECOGIDA DE DATOS

<u>Ablación:</u>	Maze III	Maze IV	
	Fuente energía: crioablación		RF bipolar
	Exclusión OI: sí: endo / epi		no
	Reducción A: sí	no	

DATOS POSTABLACIÓN INMEDIATA/PRECOZ					
<u>RS postoperatorio:</u>	sí	no			
<u>Pérdida RS postoperatorio:</u>	sí	no			
	CVE: sí	no	Restauración RS: sí	no	
	CVF: sí	no	Restauración RS: sí	no	
	Fármaco: Amiod		BB	St	
<u>Morbilidad postoperatoria:</u>					
<u>Éxito precoz:</u>	sí: fecha	/	/	no	
<u>Ritmo al alta:</u>	RS		FA		
<u>Tratamiento al alta:</u>	BB	Amiod	Dx	CaA	ACO

SEGUIMIENTO					
<u>Éxito:</u>	sí: fecha	/	/	no	
<u>Seguimiento de ritmo por ECG:</u>	(blanking period)				RS FA
	1.	/	/		RS FA
	2.	/	/		RS FA
	3.	/	/		RS FA
	4.	/	/		RS FA

NOTAS

7.7 APÉNDICE VII: ACTIVIDAD CIENTÍFICA RELACIONADA LA LÍNEA DE INVESTIGACIÓN EN ABLACIÓN QUIRÚRGICA DE LA FA Y EN COLABORACIÓN CON EL GRUPO DE TRABAJO EN CIRUGÍA DE LAS ARRITMIAS Y ESTIMULACIÓN CARDIACA DE LA SECTCV

Artículos científicos:

- 1.** Martín E, García A, Hornero F. Factor adverso para la ablación quirúrgica de fibrilación auricular: el "atrial pouch". *Cir Cardio*. 2009;16(3):267.
- 2.** Martín E, Hornero F, García A, Paredes F, Cánovas S, Gil O, García R y Martínez J. Implante de marcapasos tras cirugía concomitante de la fibrilación auricular: nuevos factores de riesgo y seguimiento a medio plazo. (En revisión: *Cir Cardio*)
- 3.** Hornero F, Martín E, Paredes F, Gil O, Cánovas S, García R, Martínez J. Stroke after coronary artery bypass grafting: preoperative predictive accuracies of CHADS₂ and CHA₂DS₂-VASc stroke risk stratification schemes. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2012;144(6):1428-35.

En colaboración con el Grupo de Trabajo de la SECTCV en Cirugía de las Arritmias y Estimulación Cardíaca:

- 4.** Preoperative atrial fibrillation and stroke after coronary artery bypass grafting surgery: a retrospective multicenter study. (En revision: *Circulation*).

Y derivados de esta línea de investigación:

- 4.1** Hornero F, Martín E, Rodríguez R, Castellà M, Porrás C, Romero B, Maroto L, Fernando E. Off-pump surgery preventing perioperative stroke after coronary artery bypass grafting: a retrospective multicenter study. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2013;22.
- 4.2** Hornero F, Martín E, Rodríguez R, Castellà M, Porrás C, Romero B, Maroto L, Fernando E. Multicenter spanish study for multivariate prediction of perioperative in-hospital cerebrovascular accident after CABG surgery: the PACK2 score. *Interact Cardiovasc THorac Surg*. 2013; 17(2):353-8.
- 5.** Vicedo R, Navarro L, Londoño M, Carmona P, Martín E, Mateo E, Llagunes J, De Andres J. Lactate and biochemical markers release after atrial fibrillation ablation concomitant with cardiac surgery vs. cardiac surgery. *Intensive Care Med*. 2011;37(suppl 1): S134.

6. Londoño M, Navarro L, Vicedo R, Carmona P, Martin E, Llagunes J, De Andres J. Lactate and biochemical markers release after atrial fibrillation ablation concomitant with cardiac surgery: crioablation vs bipolar radiofrequency. *Intensive Care Med.* 2011;37(suppl 1): S164

Comunicaciones a congresos:

20º Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Torácica y Cardiovascular, San Sebastián, junio 2010

Impacto pronóstico de la fibrilación auricular crónica en el recambio valvular aórtico. ¿Es extrapolable la evidencia obtenida en el recambio valvular mitral? García R, Vázquez A, García A, Martín E, Cánovas S, Gil O, Hornero F, Martínez J.

28º Congreso de la Sociedad Valenciana de Cardiología, Valencia, mayo 2011

y

15º Congreso de la Sociedad Catalana de Cirugía Cardíaca, Barcelona, mayo 2011

La ablación quirúrgica concomitante mejora los resultados postoperatorios del recambio valvular aórtico con fibrilación auricular. Martín E, Hornero F, García A, Paredes F, Gil O, Cánovas S, García R y Martínez J.

Implante de marcapasos tras ablación de FA concomitante con cirugía cardíaca: factores relacionados y seguimiento a medio plazo. Martín E, F Hornero, A Vázquez, A García, F Paredes, S Cánovas, O Gil, R García y J Martínez León.

Biennial Joint Meeting of the Society for Heart Valve Disease and Heart Valve Society of America, Barcelona, junio 2011

Aortic valve replacement plus atrial fibrillation. Analysis of the role of concomitant maze: outcomes and procedural performance. Martín E, García A, Paredes F, Vázquez A, Reis M, Hornero F, Cánovas S, Gil O, García R, Martínez J.

24º Annual Congress of the European Society of Intensive Care Medicine, Berlín, octubre 2011

Lactate and biochemical markers release after atrial fibrillation ablation concomitant with cardiac surgery. Vicedo R, Navarro L, Londoño M, Carmona P, Martin E, Mateo E, Llagunes J, De Andres J.

Lactate and biochemical markers release after atrial fibrillation ablation concomitant with cardiac surgery: crioablation vs. bipolar radiofrequency. Londoño M, Navarro L, Vicedo R, Carmona P, Martin E, Llagunes J, De Andres J.

21º Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Torácica y Cardiovascular, Sevilla, junio 2012

Accidente cerebrovascular tras cirugía coronaria aislada: capacidad predictiva de las escalas de riesgo CHADS₂ y CHA₂DS₂VASC. Martín E, Hornero F, Paredes F, Gil O, Cánovas S, García R y Martínez J.

Experiencia de 11 años en el entrenamiento de residentes en procedimientos de ablación quirúrgica concomitante de la fibrilación auricular en nuestra institución. Martín E, Hornero F, Paredes F, Gil O, Cánovas S, García R y Martínez J.

Análisis del remodelado anatómico-eléctrico auricular para la predicción del éxito de la ablación quirúrgica concomitante de la fibrilación auricular a medio plazo. Martín E, Hornero F, Paredes F, Gil O, Cánovas S, García R y Martínez J.

Estudio multicéntrico español del impacto de la fibrilación auricular preoperatoria sobre el desarrollo de accidente cerebrovascular postoperatorio en cirugía coronaria aislada. Martín E, Hornero F en representación del Grupo de Trabajo de la SECTCV de Cirugía de las arritmias y estimulación cardíaca.

Estudio multicéntrico español de la capacidad predictiva de las escalas de riesgo CHADS₂ y CHA₂DS₂VASC en el accidente cerebrovascular tras cirugía coronaria aislada. Martín E, Hornero F en representación del Grupo de Trabajo de la SECTCV de Cirugía de las arritmias y estimulación cardíaca.

26º EACTS Annual Meeting, Barcelona, octubre 2012

Off-pump surgery preventing perioperative stroke after coronary artery bypass grafting: a retrospective multicenter study. Martín E y Hornero F en representación del Grupo de Trabajo de la SECTCV de Cirugía de las arritmias y estimulación cardíaca.

Multicenter Spanish study for multivariate prediction of perioperative in-hospital cerebrovascular accident after CABG surgery: the PACK₂ score. Martín E y Hornero F en representación del Grupo de Trabajo de la SECTCV de Cirugía de las arritmias y estimulación cardíaca.

22º Congreso de la Sociedad Española de Cirugía Torácica y Cardiovascular, Santiago de Compostela, junio 2014

Análisis del remodelado anatómico-eléctrico auricular para la predicción del éxito de la ablación quirúrgica concomitante de la fibrilación auricular a largo plazo. Martín E, Hornero F, Paredes F, Gil O, Cánovas S, García R y Martínez J.

