

HOSPITAL DE LA SEGURIDAD SOCIAL «NTRA. SRA. DEL PINO»
SERVICIO DE TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA

Jefe: Dr. J. LÓPEZ URRUTIA

HOSPITAL GENERAL Y CLÍNICO. UNIVERSIDAD DE LA LAGUNA
CÁTEDRA DE TRAUMATOLOGÍA Y CIRUGÍA ORTOPÉDICA

Jefe: Prof. Dr. A. LÓPEZ ALONSO

Estudio comparativo de las prótesis no cementadas de cerámica tipo Mittelmeier utilizando el sistema adhesivo de fibrina

R. NAVARRO, A. LOPEZ ALONSO, J. LOPEZ URRUTIA, G. GARCES y E. NAVARRO

RESUMEN

Los autores hacen un estudio comparativo entre las 30 prótesis operadas con el sistema adhesivo de fibrina y las 10 sin él, colocadas con la técnica original del profesor MITTELMEIER, pero añadiéndole el sistema adhesivo de fibrina.

Los autores concluyen que los resultados obtenidos en la comparación de las dos series son prácticamente superponibles y en sus criterios la técnica utilizando el sistema adhesivo de fibrina tiene ventajas notorias, ya que por estimulación fibroblástica la osificación llega antes y los elementos protésicos son agarrados por una vía biológicamente más correcta y menos arriesgada.

Descriptores: Prótesis de Mittelmeier en sustitución de la cadera. Prótesis de Mittelmeier. Fibrina.

SUMMARY

Fourty cases of Total Hip replacement with the MITTELMEIER's prothesis are reported. In 20 of them a fibrine coating was used in order to improve the biological setting of the acetabulum and femoral components. Ten cases were operated following the original Mittelmeier's technique. The results in both series are very similar, but the authors suggest the valuable use of the fibrine to stimulate the ossification around the prothesis component for a quicker biological fixation.

Key words: MITTELMEIER's Hip replacement. Fibrine used in Total Hip replacement.

Introducción

Debido a las muchas complicaciones observadas en las prótesis cementadas, son muchos los autores que han intentado libe-

rarse del cemento, buscando una unión del implante al hueso.

Uno de los primeros precursores fue JUDET y cols. (1946). Para ellos el problema residía en la existencia de dos interfases

cuando se usaba el cemento acrílico, la primera entre el cemento y la prótesis y la segunda entre el cemento y el hueso. Para ellos era preferible el hueso que es un tejido que está en constante remodelación que las sustancias plásticas que con el tiempo acababan deteriorándose.

BOUTIN (1970) ideó un cotilo de cerámica cuya superficie tendría unos surcos de 1.000 micras para conseguir una fijación microscópica, pudiéndose decir entonces que la osteogénesis era real, habitual y duradera.

HARMS y MAUSLE (1973) estudian la citotoxicidad, la biocompatibilidad y la conducta del desgaste en condiciones modélicas in vivo, donde se observaron las grandes ventajas de la prótesis de cerámica, ya que en estos tres parámetros no se evidenció ningún inconveniente serio.

MITTELMEIER y HARMS (1977) en el Congreso Ortopédico Alemán de Witzdurg dieron buena valoración estadística de su experiencia y los resultados que habían obtenido, ya que hicieron una valoración tanto de la fricción como del coeficiente de desgaste, observando que en el parámetro fricción en las prótesis cerámica-cerámica era mucho menor que en las prótesis donde se usó el metal-polietileno, y que en el coeficiente de desgaste subía en el metal-polietileno y disminuía en las prótesis de cerámica-cerámica.

En este tiempo se habían observado complicaciones e inconvenientes de las prótesis no cementadas, así como una técnica más difícil, mayores accidentes intraoperatorios, menos elasticidad del cotilo, necesidad de un vástago de gran perímetro, su imposibilidad de adaptarse a casos especiales como reumáticos y en pacientes con gran osteoporosis, su dificultad de extracción y cuando se producían aflojamientos.

Ante todos estos problemas se ve en la necesidad de buscar un mayor refuerzo de ambos componentes tanto del cotiloideo

como del femoral y fue entonces cuando aparece el sistema adhesivo de fibrina, que es una sustancia extraída del plasmá humano y que se utiliza para la detención de hemorragias, adhesión de tejidos, facilitando la vascularización y osteogénesis por estimulación de los fibroblastos y que en 10 minutos se obtiene con una combinación de esponjosa autóloga, una dureza pétreo de un 70 por 100.

El sistema adhesivo de fibrina funciona como un sustituto preliminar del tejido autólogo y debe estar presente en el sitio de la herida durante el tiempo total que el tejido requiera para su regeneración.

La propiedad más útil de la fibrina adhesiva es su completa absorbibilidad. No hace que se deteriore la formación del callo óseo, sino que fomenta la osteogénesis por estimulación fibroblástica. El tiempo de retención no se prolonga a causa de la fagocitosis y además por la fibrinolisis. La estabilidad prolongada no es deseable porque puede retrasar la osteogénesis.

Material y métodos

1) Sistema adhesivo de fibrina (SAF) (TISSUCOL)

La idea básica del uso de fibrina para hemostasias y tratamientos de las heridas se remonta a la Primera Guerra Mundial. GREY y HARVEY usaron tampones o parches de fibrina para parar la hemorragia de los órganos parenquimatosos. Más tarde los trabajos llevados a cabo por LAKY LORAND (1948) descubren el factor XIII que es el factor estabilizador de fibrina. Esto condujo a un mejor conocimiento de las reacciones de coagulación y fibrinolisis, así como la relación entre el enlace cruzado de fibrina, su solidez mecánica y su resistencia a la degradación fibrinolítica.

El TISSUCOL es un pegamento de dos componentes: el primer componente está constituido por fibrinógeno, factor XIII, fibronectina, plasminógeno y aprotinina.

El segundo componente está formado por: trombina y Cl_2Ca .

El ahora material unido forma una masa gelatinosa como de goma que se adhiere bien al tejido y a la superficie del hueso.

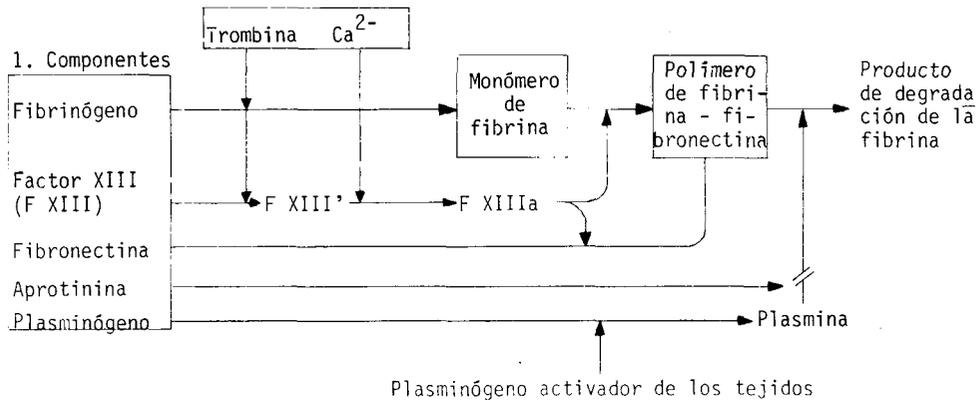
Cuando, después de la unión han pasado unos 10 minutos, se obtiene una rigidez en el pegamento del 70 por 100.

2) Prótesis de cerámica

a) Características biomecánicas

La fijación macroscópica entre el hueso y la prótesis es parcialmente eficaz a nivel de pieza fe-

2. Componentes



HENCH y PACHALL (1973) consiguen una unión íntima entre cerámica y hueso al disponer de una cerámica con probabilidades de liberar de forma controlada iones, fósforo y calcio.

Es BOUTIN (1978) quien consigue la fijación microscópica del implante de superficie irregular, utilizando un cotilo de cerámica en cuya superficie había una serie de surcos de 1.000 micras de profundidad.

b) Corrosión

Por necesidades de solidez, hoy día el vástago protésico sigue siendo en la mayoría de los casos metálico. Este metal sumergido en un medio agresivo va a dar lugar a un proceso electroquímico de deterioro del implante que se conoce como corrosión.

Los factores que influyen en la corrosión de una prótesis son: tipo de metal utilizado; tratamiento a que se somete la prótesis para evitar la corrosión y superficie de la prótesis.

Al principio de la década de los setenta en Alemania, varios grupos de cirujanos comienzan a investigar el uso de la cerámica de óxido de aluminio como material proté-

sico (SIVAG y col. 1971), no siendo válida para conseguir una correcta fijación del cotilo.

Es JUDET y cols. (1946) quien fija el implante mediante la invasión por parte del hueso de una superficie porosa y GALANTE y cols. (1970) quien por medio de un material compuesto por fibras de titanio, obtiene poros intercomunicados, aumentando así la resistencia de la fijación biológica.

sico. La investigación de MITTELMEIER se basa en la cerámica Biolox que es una cerámica de óxido de aluminio con un contenido de Al₂O₃ de 99,7 por 100 y que las principales características son su gran pureza, su densidad y el pequeño tamaño del grano.

Según los estudios físicos realizados en la Universidad de Garre por DAWITH, MITTELMEIER y HAUSER se descubrió que el Al₂O₃ puro y compacto satisface en gran medida las exigencias requeridas por la Asociación Internacional de Biomateriales. Se comprueba que la cerámica Biolox tiene un coeficiente de fricción inicial muy bajo, con índice de desgaste pequeño y que la resistencia al desgaste se mantiene durante varias décadas, sobrepasando así a la combinación metal-polietileno que tiene más desventajas.

HARMS y MAUSLE (1970) estudian la citotoxicidad, histocompatibilidad y la conducta del desgaste in vivo, siendo estas tres pruebas muy significativas para que se empiece a implantar en pacientes humanos prótesis de cerámica-metal.

Los componentes de las prótesis de cerámica de MITTELMEIER son: acetábulo, de forma troncocónica y con estrías externas autocortantes para un mejor agarre en el coxilo, existiendo cuatro tamaños de acetábulos. Dos tamaños de cabeza de 32 y 38 mm con 3 longitudes de cuello: corto, medio y largo.

Para el diseño del vástago se recurrió al Endocast que es una aleación de Cr-Co de alta dureza y sometido a un tratamiento especial de calor e introducido el nitrógeno en la abrasión, habiendo cuatro tamaños de vástagos femorales: 120, 140, 160 y 180 mm.

c) *Número de pacientes*

Con esta técnica se ha realizado un total de 40 intervenciones, de las cuales 30 pacientes fueron operados utilizando el sistema adhesivo de fibrina y 10 pacientes sin dicho sistema.

El estudio preoperatorio, el diagnóstico y los cuidados postoperatorios fueron, básicamente, iguales en todos los casos. Se intentó realizar un estudio comparativo entre las dos series lo más homogéneo posible.

Los datos referentes al número de enfermos intervenidos en cada uno de los casos se representa en el siguiente esquema:

	Número de prótesis	Número de pacientes
Prótesis de cerámica sin sistema adhesivo de fibrina	10	10
Prótesis de cerámica con sistema adhesivo de fibrina	30	26 (4 prótesis bilaterales)

d) *Sexo*

Fueron intervenidas en esta serie una mayor cantidad de mujeres, contabilizándose en total 32 mujeres y 8 hombres.

	Varones	Mujeres
Prótesis de cerámica sin sistema adhesivo de fibrina	3	7
Prótesis de cerámica con sistema adhesivo de fibrina	5	25

e) *Localización*

Este parámetro no se puede valorar fielmente ya que no depende de la localización, ya sea derecha o bien izquierda, para obtener un buen resultado, sino que intervienen otros muchos factores.

	Derecha	Izquierda
Prótesis de cerámica sin sistema adhesivo de fibrina	6	4
Prótesis de cerámica con sistema adhesivo de fibrina	19	11

f) *Etiología*

Las diversas etiologías por las que se indicó la sustitución protésica de cadera mediante la prótesis de cerámica fueron de diversa índole, siendo en ambas series la coxartrosis la más frecuente, seguida por la necrosis cefálica.

Coxartrosis	18
Necrosis cefálica	14
Artritis reumatoide	6
Espondilitis anquilopoyética	2

g) *Edad*

La edad del grupo de estos pacientes operados con prótesis de cerámica tanto con el sistema adhesivo de fibrina como sin él, está comprendida entre los 26 y 73 años.

En el siguiente esquema quedan representadas las edades máxima y mínima y la media aritmética de todas ellas.

	Máxima	Mínima aritmética	Media
Prótesis de cerámica sin sistema adhesivo de fibrina	65	37	49'6
Prótesis de cerámica con sistema adhesivo de fibrina	73	26	55'1

h) *Técnica quirúrgica*

En los 30 casos del presente trabajo se utilizó siempre la misma técnica quirúrgica, siguiendo fielmente la descrita por el autor, pero además con la técnica de preparado, mezcla y utilización del sistema adhesivo de fibrina con el cual nosotros hemos colocado el acetábulo y el componente femoral.

La técnica de implantación del preparado de la masa fibrino-esponjosa es la siguiente:

- Decúbito supino.
- Incisión de Watson-Jones.
- Exposición del cuello entre el glúteo medio y el tensor de la fascia lata.
- Osteotomía femoral con un ángulo de 50° con el eje de la diáfisis.
- Preparado del lecho acetabular, con el fresado y terrajado, la fresa terrajadora debe coincidir con el acetábulo que vayamos a utilizar.
- Embadurnado del acetábulo de cerámica con el sistema adhesivo de fibrina para que se agarre fuertemente al lecho cotiloides (fig. 1).
- Enroscado del acetábulo, definitivo, con unos 10° de anteversión.
- Preparación del canal medular: se extrae con escoplo todo el tejido esponjoso que sea posible de la zona de la cavidad medular y se coloca en un cazo.
- Introducción de las fresas correspondientes.
- Introducción del vástago definitivo.
- Preparación de la masa: primero se procede a triturar todo el injerto que haya-

mos extraído y luego le añadiremos el sistema adhesivo de fibrina removiéndolo a continuación hasta que aparezca una masa gelatinosa, fibrino-esponjosa. Esta masa la vamos introduciendo profundamente en el canal medular y que sirva de tope al vástago, igualmente se rellenan las ventanas y cavidades del vástago conforme se va profundizando el mismo. El vástago tiene que estar por encima del calcar femoral, para luego impactarlo antes que endurezca la masa fibrinoesponjosa y así queda fuertemente agarrado al canal medular.

- Se coloca la cabeza de cerámica y se impacta con un impactor, proporcionando suaves golpes para asegurar la estabilidad.

- Reducción de la prótesis y comprobación del estado en que queda orientada, efectuando la prueba de bíceps y si al efectuarla se separan los componentes protésicos más de 0'5 cm hay que poner otro cuello para que así quede estable.

- Colocación de redones y sutura por planos.

- Los redones son retirados a las 48 horas. A partir del segundo día, los pacientes pueden hacer ejercicios isométricos y empezar a caminar ayudados de un par de basto-

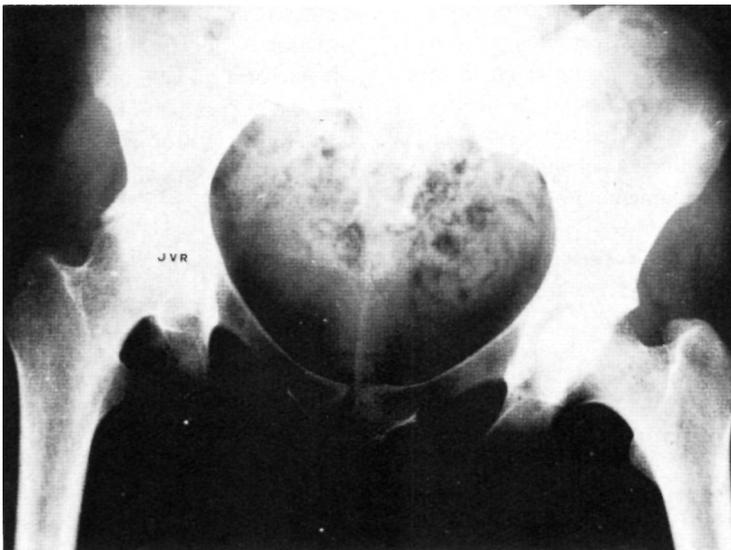


FIG. 1.— Radiografía de pelvis y ambas caderas que presenta coxartrosis cadera derecha.

nes hasta llegadas las 2 semanas, es decir, unos 15 días, y los puntos son retirados de la herida, es cuando los ponemos a caminar apoyando la pierna operada de una manera total como si se tratara de una prótesis cementada convencional. Los pacientes fueron seguidos durante 6 meses y las revisiones fueron efectuadas al mes, dos meses y medio, cuatro meses y seis meses.

Resultados de la valoración clínica

Hemos recogido a continuación una valoración cifrada de las cotaciones de MERLE D'AUBIGNE referidas al dolor, marcha y movilidad tanto en el preoperatorio como en los controles sucesivos al mes, dos meses y medio, cuatro meses y seis meses, así como las ganancias medias y finalizando con una valoración global.

Dolor

Más del 90 por 100 de los pacientes presentaban dolor preoperatoriamente tanto en la marcha, impidiéndole toda actividad, después de 1/4 de hora de marcha o bien después de 1/2 hora de marcha.

El dolor había desaparecido progresivamente en los controles sucesivos y observamos que al cabo de los 6 meses en los operados con el sistema adhesivo de fibrina, el 86'7 por 100 y en los operados sin el sistema adhesivo de fibrina, el 80 por 100, no tenían dolores o solamente molestias al andar.

Marcha

Más del 80 por 100 de los pacientes tenían problemas al andar, preoperatoriamente, bien usando dos bastones, marcha limitada con un bastón o marcha prolongada con ayuda de dos bastones.

Los resultados obtenidos al cabo de los seis meses tanto en una serie como en la otra, es decir, que en los operados sin el sistema adhesivo de fibrina, un 80 por 100 y los operados con el sistema adhesivo de fibrina, un 83'4 por 100 caminaban con normalidad o tenían una pequeña claudicación.

Debemos tener en cuenta que la capacidad de marcha se encuentra influenciada por el estado de la otra cadera, por lo que los resultados de la valoración de este parámetro deberían ser corregidos en función de la otra cadera.

Movilidad

En la estimación valorada de este parámetro podemos observar que más del 80 por 100 de los pacientes tenían trastornos en la movilidad preoperatoriamente, tanto con flexión de 40° y abducción de 0° con ligera actitud viciosa como trastornos de la movilidad de flexión entre 60° y 80°. A los 6 meses de la intervención vemos que la movilidad podría interpretarse como más satisfactoria ya que en los enfermos operados con el sistema adhesivo de fibrina fue de un 63'3 por 100 mientras que en los operados sin el sistema adhesivo de fibrina fue de un 40 por 100.

Valores obtenidos con el parámetro DOLOR según la cotación de Merle D'Aubigne

	CONTOLES					TRATADOS			
	n	\bar{x}	s	€	p	n	\bar{x}	s	€
Preoperatorio	10	2'900	1'101	0'348	0'947	30	2'967	0'928	0'169
Postoperatorio: 1 mes .	10	1'000	0'000	0'000	0'000	30	4'267	0'828	0'151
Postoperat.: 2 1/2 meses	10	3'400	0'516	0'163	0'000	30	4'767	0'728	0'133
Postoperat.: 4 meses ..	10	5'100	0'738	0'233	0'569	30	4'967	0'615	0'112
Postoperat.: 6 meses ..	10	5'400	0'843	0'267	0'657	30	5'533	0'730	0'133

n = número de pacientes
 \bar{x} = media estadística
 s = desviación típica
 € = error standard
 p = probabilidad estadística

Los resultados se recogen en los esquemas siguientes. En ellos podemos observar cómo los valores preoperatorios son parecidos en todos los pacientes con respecto a los 3 parámetros y a la suma global. La probabilidad estadística ($p < 0.05$) demuestra una clara mejoría durante los dos primeros controles postoperatorios en cuanto a los parámetros dolor, marcha y suma global en los pacientes tratados, así como durante el primer mes en cuanto al parámetro movilidad.

Valoración global

Se han sumado las cotizaciones obtenidas en los 3 parámetros y hemos obtenido la valoración global de la cadera pre y postoperatoriamente, sin sistema adhesivo de fibrina y con sistema adhesivo de fibrina.

Con estos datos hemos clasificado nuestros resultados a los 6 meses de la intervención. Según la cotización definitiva que hemos obtenido se ha visto que los resultados

Valores obtenidos con el parámetro MARCHA según la cotación de Merle D'Aubigne

	CONTROLES					TRATADOS			
	n	\bar{x}	s	€	p	n	\bar{x}	s	€
Preoperatorio	10	3'500	1'269	0'401	0'859	30	3'567	1'073	0'196
Postoperatorio: 1 mes . .	10	2'000	0'000	0'000	0'000	30	3'733	0'907	0'166
Postoperat.: 2 1/2 meses	10	3'300	0'949	0'300	0'001	30	4'567	0'728	0'133
Postoperat.: 4 meses . .	10	4'700	0'823	0'260	0'434	30	4'867	0'730	0'133
Postoperat.: 6 meses . .	10	5'200	0'789	0'249	0'429	30	5'400	0'770	0'141

n = número de pacientes
 \bar{x} = media estadística
 s = desviación típica
 € = error standard
 p = probabilidad estadística

Valores obtenidos con el parámetro MOVILIDAD según la cotación de Merle D'Aubigne

	CONTROLES					TRATADOS			
	n	\bar{x}	s	€	p	n	\bar{x}	s	€
Preoperatorio	10	3'900	0'738	0'233	0'668	30	3'733	0'944	0'172
Postoperatorio: 1 mes . .	10	3'000	0'816	0'258	0'030	30	3'733	0'785	0'143
Postoperat.: 2 1/2 meses	10	3'900	0'876	0'277	0'728	30	4'000	0'788	0'144
Postoperat.: 4 meses . .	10	5'000	0'667	0'211	0'109	30	4'467	1'008	0'184
Postoperat.: 6 meses . .	10	5'300	0'675	0'213	0'314	30	5'500	0'731	0'133

n = número de pacientes
 \bar{x} = media estadística
 s = desviación típica
 € = error standard
 p = probabilidad estadística

Valores obtenidos con la SUMA GLOBAL según la cotación de Merle D'Aubigne

	CONTROLES					TRATADOS			
	n	\bar{x}	s	€	p	n	\bar{x}	s	€
Preoperatorio	10	10'300	2'452	0'775	0'924	30	10'267	2'532	0'462
Postoperatorio: 1 mes . .	10	6'000	0'816	0'258	0'000	30	11'733	2'333	0'426
Postoperat.: 2 1/2 meses	10	10'600	1'578	0'499	0'001	30	13'333	2'040	0'372
Postoperat.: 4 meses . .	10	14'800	0'919	0'291	0'492	30	14'300	2'070	0'378
Postoperat.: 6 meses . .	10	15'900	1'197	0'379	0'164	30	16'433	1'755	0'321

n = número de pacientes
 \bar{x} = media estadística
 s = desviación típica
 € = error standard
 p = probabilidad estadística

son mucho mejores utilizando el sistema adhesivo de fibrina al menos en el seguimiento inmediato.

De acuerdo con los parámetros de dolor, marcha y movilidad, podemos analizar estos resultados de acuerdo con el siguiente esquema:

- De 18 a 17 muy bueno
- De 16 a 15 bueno
- De 14 a 13 bastante bueno
- De 12 a 11 regular
- De 10 o menos .. malo

En nuestra casuística hemos obtenido los siguientes resultados globales a los 6 meses de la intervención:

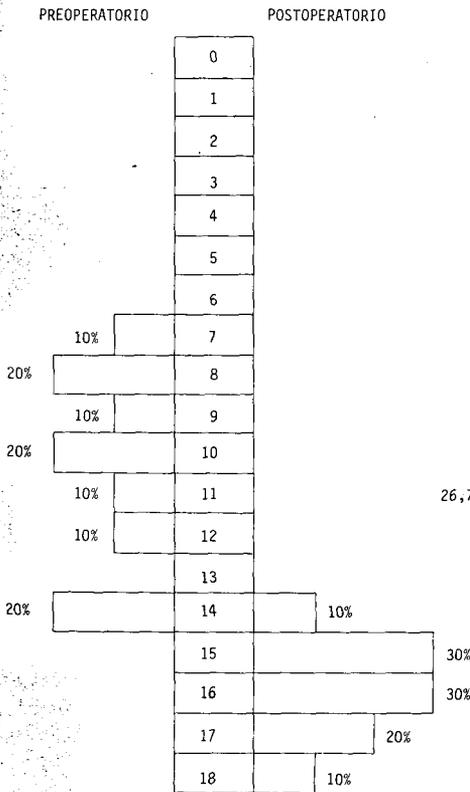
	Sin sistema adh. fibrina	Con sistema adh. fibrina
--	--------------------------	--------------------------

Resultado muy bueno (18-17)	30%	60%
Resultado bueno (16-15) ..	60%	26,6%
Resultado bastante bueno (14-13)	10%	6,7%

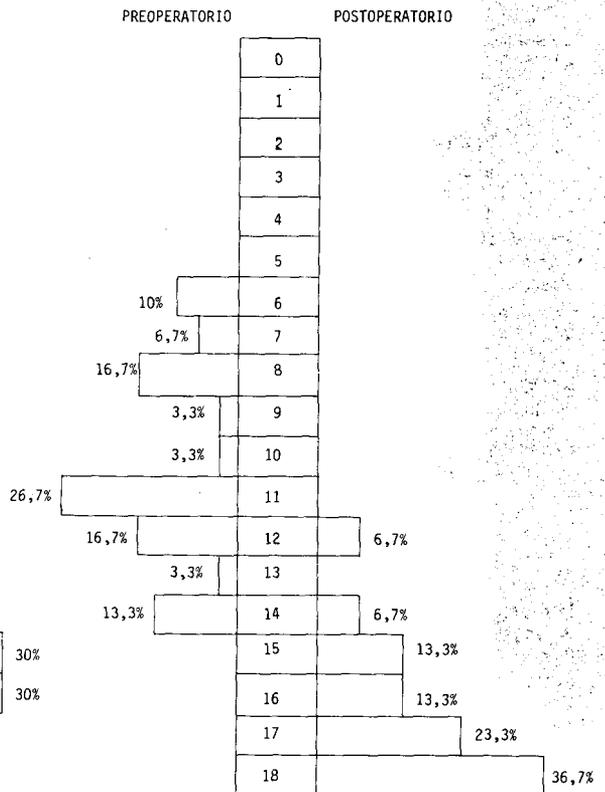
Ganancia media de la valoración global:

	Sin sistema adh. fibrina	Con sistema adh. fibrina
--	--------------------------	--------------------------

Cotación media preoperatoria	10'3	10'3
Cotación media postoperatoria	15'9	16'5
GANANCIA MEDIA	5'6	6'2



VALORACION GLOBAL DE LAS PROTESIS SIN S.A.F.



VALORACION GLOBAL DE LAS PROTESIS CON S.A.F.

Resultados de la valoración de las técnicas complementarias

Para valorar los resultados objetivos de todos estos pacientes operados con prótesis de cerámica, unos con sistema adhesivo de fibrina y otros sin él, nos hemos valido de radiografías.

En el primer control que hemos realizado, es decir, al mes de la operación, se pudo observar que en los operados con el sistema adhesivo de fibrina ya había una mayor reacción osteogénica sobre todo en la parte acetabular, es decir, que ya había invasión de las estrías del cotilo de cerámica.

En el segundo control, es decir, a los dos meses y medio había ya una mayor adaptación, tanto en el componente femoral como acetabular del hueso.

En el tercer control, es decir, cuando ya han pasado 4 meses de la operación, en las radiografías se pudo observar que la adaptación de la prótesis estaba casi conseguida, tanto en el componente acetabular como en el componente femoral, habiéndose apreciado una gran osteogénesis endostal en la cavidad medular.

En el sexto mes de la operación, que fue cuando se realizó el cuarto control, no se evidenció ningún signo de aflojamiento ni ninguna línea radiofúcida que indicara que la prótesis no estaba completamente adaptada al hueso del paciente. (Figs. 1 y 2).

Mientras que en los operados mediante artroplastia de cerámica sin el sistema adhesivo de fibrina se pudieron valorar algunas características que vamos a describir a continuación:

En el primer control se pudo evidenciar que no había demasiada reacción osteogénica en ninguno de los dos componentes.

En el segundo control de los pacientes operados sin el cemento, se evidenció que había una mayor reacción osteogénica que en el primer control.

En el tercer control de los pacientes ope-

rados sin el cemento, se pudo evidenciar que la prótesis se estaba adaptando ya mejor a este nuevo medio.

En lo que se refiere al cuarto control que se practicó a todos estos pacientes, ya había una mayor adaptación y una mejor reacción osteogénica, tanto en el componente femoral como en el acetabular. (Figs. 3 y 4).

Como conclusión de todo lo anteriormente expuesto, podemos asegurar que en los enfermos operados con el sistema adhesivo de fibrina hay una mejor y más rápida adaptación de ambos componentes al hueso receptor y una mayor reacción osteogénica, por lo que creemos positivo el uso de este pegamento en las prótesis no cementadas.



FIG. 2.— Radiografía a los 6 meses de la intervención operada con sistema adhesivo de fibrina donde se observa gran reacción osteogénica en los dos componentes protésicos, dando como resultado una buena fijación.

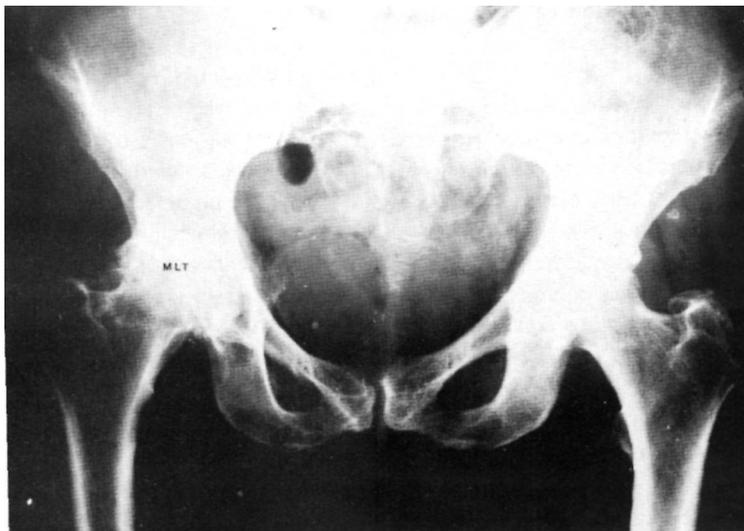


FIG. 3.- Radiografía de pelvis y ambas caderas con una coxartrosis de cadera derecha.

Discusión

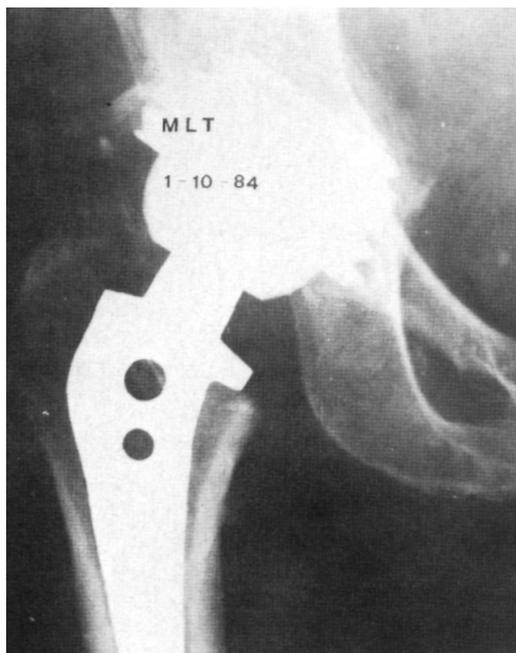


FIG. 4.- Radiografía a los 6 meses de la intervención operada sin el sistema adhesivo de fibrina donde se puede observar una imagen radiolúcida en ambos componentes, pero hay una buena adaptación de ambos componentes.

CHARNLEY (1975) ha hecho responsable al desprendimiento al frotamiento o movimiento relativo continuo entre el implante y el hueso. En esto tiene razón pero por desgracia sus esfuerzos para eliminar el frotamiento con cemento no se han visto coronados por el éxito. Nosotros hemos podido comprobar que usando el sistema adhesivo de fibrina la osteogénesis endosteal, tanto del cotilo como en el vástago disminuye el movimiento relativo y con ello se crea un PPN descompensado, pero al menos estacionario porque la capa de tejido conjuntivo siempre es más fina utilizando el sistema adhesivo de fibrina que usando el metilmetacrilato. Porque la lámina limítrofe de cortical no se produce más que cuando se desestructura el anclaje óseo y es sustituido por capa de tejido óseo.

CHARNLEY (1979) observa que con la cementación estable se produce una osteoporosis seguida de un engrosamiento de la cortical. Nosotros usando el sistema adhesivo de fibrina no hemos objetivado estos fenómenos, sino simplemente una reacción osteogénica endosteal bastante acelerada.

BRINKMANN y HEILMANN (1973) descubren que en las prótesis cementadas existe una descomposición biológica del cemento y que el crecimiento invasor del granuloma destruye el lecho óseo. Nosotros tenemos que decir a esto que usando el sistema adhesivo de fibrina no hay descomposición sino una completa reabsorción y no se altera la formación del hueso sino más bien la refuerza por estimulación fibroblástica. Por tanto el peligro de formación de granuloma es mucho menor usando el sistema adhesivo de fibrina por no decir prácticamente inexistente.

La técnica de prótesis no cementadas de cerámica ideadas por el profesor MITTELMEIER y con la adición del sistema adhesivo de fibrina que se ha empleado en este trabajo, representa una indudable adquisición en el campo de las sustituciones protésicas de la cadera.

Su técnica de realización no resulta más complicada que las de las prótesis cementadas, aunque requiere una mayor meticulosidad en su realización.

Aún en el supuesto caso de que los resultados no fueran muy satisfactorios a largo plazo, tenemos la enorme ventaja de poder prescindir del cemento acrílico, ya que representa la desaparición por completo del riesgo de la decementación aséptica, que ha obligado a tantas y tantas reintervenciones.

La estabilidad es desde un punto de vista biomecánico, superior, utilizando el sistema adhesivo de fibrina, primero por la colocación de la prótesis y luego por el uso del pegamento con todas las propiedades que tiene y hace que la prótesis agarre fuertemente al cotilo y al canal medular.

Por estas razones expuestas a todo lo largo del trabajo, se considera que el uso de las prótesis de cerámica no cementadas y utilizando el sistema adhesivo de fibrina, constituye hoy una de las opciones más ventajosas y prometedoras en el difícil campo de las sustituciones protésicas de la cadera.

Dentro de todas las técnicas actuales de artroplastia se está implantando las de cerámica propugnadas por el profesor MITTELMEIER y nosotros le añadimos el sistema adhesivo de fibrina, conscientes en utilizarla en una población más joven, ya que sus posibilidades instrumentales permiten un recambio más sencillo en caso de surgir algún contratiempo o complicación.

Los resultados obtenidos en la comparación de nuestros pacientes operados son prácticamente superponibles a corto y medio plazo. Por tanto, las perspectivas finales de las prótesis de cerámica utilizando el sistema adhesivo de fibrina, de prescindir del cemento acrílico, suprime un factor de deterioro ulterior, comprobado con certeza. Sólo el tiempo decidirá en el futuro si estas hipótesis se confirman definitivamente. Pero la calidad de los resultados obtenidos hasta el presente nos obliga al abandono del uso de cemento acrílico, pues es lícito el uso del sistema adhesivo de fibrina, por ser un elemento menos peligroso que el cemento, por tanto, decimos que la fijación de los elementos protésicos se puede llevar a cabo por una vía más científica y biológica y menos arriesgada.

Conclusiones

1. Que la técnica de artroplastia con prótesis de cerámica y el uso del sistema adhesivo de fibrina, ha de reservarse para casos muy evolucionados de lesión de cadera.
2. Necesidad de una observación a largo plazo de las prótesis de cerámica usando el sistema adhesivo de fibrina.
3. Necesidad de una investigación biomecánica orientada a disminuir las diferencias de elasticidad de la interfase.
4. La rehabilitación precoz y la pronta tonificación de la musculatura glútea hace

que el paciente se reincorpore antes a su quehacer cotidiano, ya que usando el sistema adhesivo de fibrina no hay posibilidad de aflojamiento de ambos componentes protésicos.

5. Que valorando las técnicas complementarias de radiografías se puede decir con acierto que utilizando el sistema adhesivo de fibrina en prótesis no cementadas de cerámica, la fijación por osteogénesis endostal es real, habitual, eficaz y duradera.

BIBLIOGRAFIA

1. BOUNTIN, P. (1977): L'arthroplastie totale de la hanche par prothèse en alumine. Resultats de 150 cas d'ancrage direct de la pièce acétabulaire. In *Orthop.*, 1, 87-94.
2. BOUTIN, P. (1972): Arthroplastic totale de la hanche par trothèse en alumine fritee. Etude experimentale et premières applications cliniques. *Rev. Chir. Orthop.*, 58, 3, 229-246.
3. BOUTIN, P. (1974): Les prothèses totales de hanche en alumine: l'ancrage direct sans ciment dans 50 cas. *Rev. Chir. Orthop.*, 60, 3, 233-245.
4. CHARNLEY, J. (1965): A biomechanical analysis of the use of cement to anchor the femoral head prosthesis. *J. Bone Jt. Surg.*, 47-B, 354-363.
5. CHARNLEY, J. (1972): Postoperative infection after total hip replacement with special reference to air contamination in the operating room. *Clin. Orthop.*, 87, 167-187.
6. CHARNLEY, J. (1979): Low-friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Springer, Berlín, Heidelberg, New York.
7. MITTELMEIER, H.: Alloplasty of the hip using a ceramic-metal joint prosthesis. Orthopaedic University Hospital and Polyclinic.
8. MITTELMEIER, H. (1975): Selbthaftende Keramik-Metall-Verbund Endoprothesen. *Mot.* 6, 152.
9. HARMS, J.; MAUSLE, E. (1979): Tissue reaction to ceramic implant material. *Journal of Biomedical materials Research.*, Vol. 13, n.º 1, january.
10. LORD, G. A.; HARDY, J. R.; KUMMER, F. J. (1979): An uncemented totalhip replacement: experimental study and review of 300 madsreporique arthroplasties. *Clin. Orthop.*, 141, 2-16.
11. WILLERT, H. G.; SEMLITSCH, M. (1976): Problems associated whit cement anchorage of artificial joint. En: *Engineerin in Medicine*. Vol. 2, Advances in artificial hip and joint technology, pág. 325-346. Springer. Berlín/Heidelberg.