

ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE DISTINTOS MÉTODOS DE EXTRACCIÓN DE TORNILLOS FRACTURADOS EN IMPLANTES

Memoria de investigación que presenta

GISELA SENENT VICENTE

para optar al Grado de Doctor en Odontología por la



UNIVERSITAT
DE VALÈNCIA

UNIVERSITAT DE VALÈNCIA
PROGRAMA DE DOCTORADO EN ODONTOLÒGIA
(CÓDIGO 3143, RD 99/2011)

Unitat Docent de Prostodòncia i Oclusió

Departament d'Estomatologia

Facultat de Medicina i Odontologia

Universitat de València

Valencia, septiembre 2022

Directores del trabajo:

Prof. Dr. Rubén Agustín Panadero

Prof. Dr. Eduardo J. Selva Otaolaurruchi

Don Eduardo J. Selva Otaolaurruchi, Profesor Titular del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, Don Rubén Agustín Panadero, Profesor Contratado Doctor del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València

Certifican:

Que el trabajo de investigación titulado “ESTUDIO COMPARATIVO *IN VITRO* DE DISTINTOS MÉTODOS DE EXTRACCIÓN DE TORNILLOS FRACTURADOS EN IMPLANTES”, del que es autora Doña Gisela Senent Vicente, ha sido realizado en este departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor en Odontología por esta universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Valencia, a 1 de septiembre de 2022.

Fdo.

Eduardo J. Selva Otaolaurruchi

Fdo.

Rubén Agustín Panadero

*“Los grandes logros de cualquier persona
generalmente dependen de muchas
manos, corazones y mentes”.*

Walter Elias Disney

AGRADECIMIENTOS

A mis directores:

Ruben Agustín, por adentrarme en el mundo de los tornillos y hacerme creer que podía conseguir esta meta. Por ayudarme en todo momento y no perder la esperanza en mí. Espero no pierdas nunca esa fuerza con la que mueves a la gente.

Eduardo J. Selva, por ser mi profesor, mi compañero y mi amigo. Por ayudarme a lograr este sueño, que tanto tiempo has estado inculcándome y por fin he cumplido.

A mis compañeros de los jueves: Eduardo, Jorge, Luis, Lucia y Luisa, sin vosotros este proyecto no hubiese sido posible. De una forma u otra estáis en alguna parte de él, así que esta victoria también es vuestra. Gracias por dejarme desaparecer estos dos años. Os quiero amigos.

A mis compañeros de prótesis I: Quincho, Lucía, Eduardo, Luis y Luisa, por hacer que ir a la facultad sea algo divertido y dejarme que aprenda de vosotros día tras día. Y por facilitarme mucho las cosas en los momentos de más tensión.

A la Unidad de Prostodoncia y Oclusión, porque aquí es donde he crecido como persona y como profesional, rodeada de personas magníficas que han pasado a ser una familia para mí.

A Luisa, por toda tu ayuda incondicional, por cuidarme y sobre todo, por ser mi amiga.

A Eva González, por estar pendiente de mi y ayudarme a que este proyecto esté perfecto.

A Mar Baixauli y Ana Roig, por compartir toda su sabiduría conmigo.

A Nacho Barjau, por enseñarme que en la vida hay que trabajar, pero que también hay que saber disfrutar... "Un día me dijiste que yo podía".

A los masters por ayudarme en todo lo que les he pedido.

A Salo, Tere y Vicky por su paciencia conmigo, por estar siempre dispuestas a ayudarme en todo lo que he necesitado.

A mi padre, por ser un artista y hacerme bonitos dibujos.

A Vicente, por perder tiempo haciéndome esta bonita portada. Te quiero.

A Juan Luis Gómez Martínez, estadístico de St. Halley, por hacer la estadística de este trabajo y por ayudarme a comprenderla.

A Sweden & Martina, Rhein83, Sanhigia y Phibo, por la cesión desinteresada de los materiales que han permitido realizar este estudio.

A Rafa Gálvez, del Departamento de Estomatología, por su ayuda desde el primer momento, haciendo que los trámites fuesen más fáciles.

DEDICATORIAS

A Vicente, mi amor, sin ti mi vida no sería tan genial.

A mis hijos Penélope y Cayetano, sois lo mejor que he hecho en la vida.

A mis padres, que me han ayudado a ser como soy.

A mi hermana, que siempre está ahí.

A mis amigos, por dejarme disfrutar con vosotros de los mejores momentos.

ABREVIATURAS

°C: grado centígrado.

Al: aluminio.

ASTM: *American Society for Testing and Materials*.

CAD-CAM: *Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing* (diseño asistido por ordenador-fabricación asistida por ordenador).

CBCT: *Cone beam computed tomography*.

Co: cobalto.

Cr: cromo.

d.C.: después de Cristo.

dm³: decímetro cúbico.

g: gramo.

GPa: gigapascales.

Hz: hercios.

ISO: *International Organization for Standardization*.

Kg: kilogramo.

KN: kilonewton.

m³: metro cúbico.

mm: milímetros.

Mo: molibdeno.

MPa: megapascales.

Ncm: newton por centímetro.

Ni: níquel.

OR: *odds ratio*.

RAE: Real Academia Española.

rpm: revoluciones por minuto.

seg: segundos.

Ti: titanio.

V: vanadio.

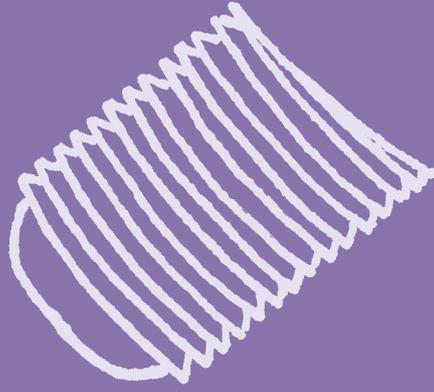
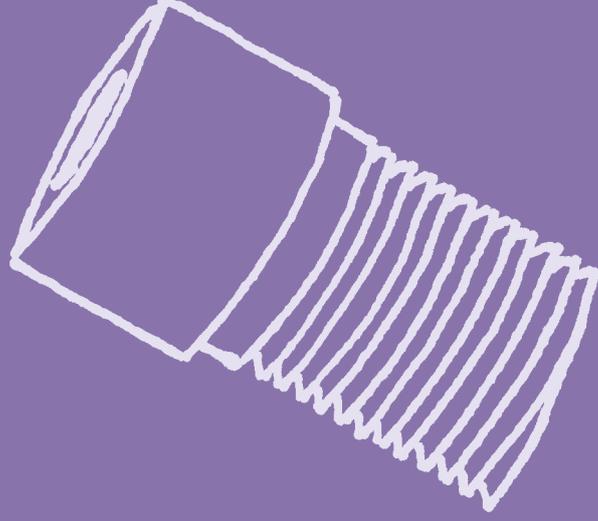
Zr: circonio.

ÍNDICE

15	1. INTRODUCCIÓN
21	2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA
21	2.1 Historia de la implantología: Antecedentes históricos. La implantología en la actualidad.
21	2.1.1 Antecedentes históricos.
22	2.1.2 La implantología en la actualidad.
23	2.2 Definición de implante.
27	2.3 Tipos de prótesis sobre implantes.
30	2.4 Tipos de conexiones implanto-prótesis.
36	2.5 Tornillos de uso en prótesis sobre implantes.
36	2.5.1 Tipos de tornillos.
39	2.5.2 Tipos de fracturas de los tornillos.
41	2.6 Características mecánicas de la conexión. Torque.
41	2.7 Complicaciones en prótesis sobre implantes.
46	2.8 El titanio.
46	2.8.1 Características del titanio.
48	2.8.2 Uso del titanio.
51	3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS
51	3.1 Justificación.
52	3.2 Objetivos.
52	3.3 Hipótesis de trabajo.
55	4. MATERIAL Y MÉTODO
55	4.1 Material.
55	4.1.1 Diseño y confección de los especímenes.
59	4.1.2 Carga cíclica.
61	4.1.3 Ensayo de carga por compresión para la fractura de los tornillos.
62	4.1.4 Clasificación y distribución de los grupos.

63	4.2	Método.
63	4.2.1	Métodos de extracción de los tornillos rotos.
70	4.2.2	Valoración de la rosca interna del implante.
70	4.2.3	Encuesta de satisfacción.
72	4.2.4	Recogida de datos. Tabla de resultados.
73	4.2.5	Análisis estadístico.
77	5.	RESULTADOS
83	5.1	Análisis descriptivo.
83	5.2	Análisis del éxito.
87	5.2.1	Tornillos fijos.
88	5.2.2	Tornillos móviles.
89	5.3	Análisis del subgrupo de éxitos.
89	5.3.1	Afectación de la rosca interna.
92	5.3.2	Tiempo de extracción.
96	5.4	Valoración de los expertos.
101	6.	DISCUSIÓN
102	6.1	Discusión de material y método.
102	6.1.1	Discusión del diseño de la muestra.
103	6.1.2	Discusión sobre el material del estudio.
104	6.1.3	Discusión de los métodos utilizados para conseguir la fractura de los tornillos.
105	6.1.4	Discusión de los métodos de extracción.
108	6.2	Discusión de la valoración de la rosca interna.
108	6.3	Discusión de los resultados.
113	7.	CONCLUSIONES
117	8.	BIBLIOGRAFÍA
133	9.	ANEXOS

1. INTRODUCCIÓN



1. INTRODUCCIÓN

La pérdida de los dientes va a provocar consecuencias sobre la salud bucodental y sobre la estética. Al perderse los dientes, los contiguos se van a desplazar hacia la zona edéntula y esta va a perder el hueso alveolar al no tener una raíz alojada en él. Esto conlleva problemas en la oclusión, en la masticación y en la dificultad de higiene; con lo que aparecen más caries y, por supuesto, un gran problema estético cuando la ausencia está en la zona anterior.

Antiguamente, la recuperación de estas piezas se realizaba bien con prótesis removibles (Misch, 2009) o bien con prótesis fija. Esta prótesis fija consistía en tallar las piezas adyacentes a la zona edéntula y colocar unas coronas sobre ellas para reponer, mediante pónicos, las piezas ausentes. Esto en algunas ocasiones se sigue realizando, pero la tendencia actual es ser lo más conservador posible y, por tanto, evitar dañar los dientes contiguos para reponer las piezas que faltan. Por ello, el uso de los implantes ha crecido en este tiempo, y hoy en día, está muy demandado. Existen varios factores que van a influir en esto (Fons, 2021).

- Envejecimiento de la población con mayor esperanza de vida: cada vez la población vive más tiempo y sus dientes se van deteriorando con el paso de este, necesitando su reposición para poder tener una adecuada calidad de vida y, sobre todo, para poder comer. Se estima que la población mayor de 60 años pasará de 400 a 1700 millones en los países en desarrollo, en los próximos 40 años (Petersen, 2005).
- Fracaso de las prótesis fijas antiguas: esto conlleva que los pacientes a los que les faltaba alguna pieza que estaba repuesta mediante pónicos, al fracasar las prótesis parciales fijas, se quedan con más ausencias, dado que los dientes pilares se pierden y la brecha edéntula aumenta, muchas veces haciendo imposible la elaboración de nuevos puentes para sustituir a las piezas ausentes.
- Insatisfacción de los pacientes de sus prótesis removibles: algunos pacientes se quejan porque sus prótesis removibles se mueven mucho y les entra comida, suelen ser prótesis completas o parciales con extremos distales libres donde no ha sido posible realizar una prótesis fija sobre dientes, así que ahora reclaman más comodidad apelando a la colocación de implantes, bien para hacer prótesis fija o bien para colocar retenedores a sus prótesis completas y mejorar su estabilidad y retención. Es muy frecuente encontrar un efecto

psicológico de rechazo de nuestros pacientes ante las prótesis removibles convencionales (Boerrigter, 1995; Geertman, 1996).

- Ventajas de los implantes y resultados predecibles a largo plazo de este tipo de tratamientos: sabemos que el uso de las prótesis sobre implantes va a dar un buen resultado y el paciente va a estar contento con su funcionamiento por lo que hace que sean tratamientos predecibles que los pacientes nos van a pedir.

Estos factores hacen que los tratamientos hoy en día vayan muy relacionados con la colocación de implantes para devolver a los pacientes una situación masticatoria, estética y funcional lo más parecida a la natural.

El tratamiento que se va a realizar a los pacientes se denomina rehabilitación oral, y es definida dentro de las ciencias de la salud como aquel *“conjunto de métodos que tiene por finalidad la recuperación de una actividad o función perdida o disminuida por traumatismo o enfermedad”* (RAE, 2014).

El uso de los implantes para realizar una rehabilitación oral puede ir destinado a reponer piezas unitarias, varias piezas o incluso arcadas completas, bien del maxilar, la mandíbula o ambos. Está muy al día esta intervención por lo que estos tratamientos van a estar solicitados por los pacientes. Pero no hay que olvidar que hay más tipos de tratamientos prostodóncicos además de los implantes, y que muchas veces el resultado a conseguir va a necesitar una combinación de ellos. A menudo, los implantes no son necesarios para llegar al éxito de un tratamiento, teniendo más posibilidades terapéuticas que no dependen de ellos.

Antes de la colocación de estos implantes deberemos realizar un buen diagnóstico y plan de tratamiento efectuando una buena historia clínica, exploración del paciente, pruebas complementarias como un CBCT y analizar a fondo el caso para realizar una buena planificación del tratamiento (Fons, 2021). El CBCT es una herramienta radiográfica con mayor resolución, mayor precisión, menor dosis de radiación y menor coste para los pacientes en comparación con otras modalidades de imágenes volumétricas. Aporta información de la dimensión y calidad de hueso disponible y de la topografía del hueso alveolar y permite visualizar estructuras anatómicas importantes para poder colocar el implante en buena posición (Illán, 2014; Rios, 2017).

Hay que tener claro el tratamiento protésico antes de la colocación de los implantes, estos implantes deben estar colocados según los requerimientos de la prótesis que se va a realizar y no en función de la disponibilidad de hueso (Zabalegui, 2002). Si esto no se respeta, las prótesis sobre implantes colocados al azar, puede llevar a complicaciones posteriores como son la fractura de los elementos protésicos, ya sea de la corona, supraestructura de una sobredentadura o el tornillo de fijación que va dentro del implante. Hoy en día, gracias a los adelantos de la tecnología, es posible diseñar nuestras prótesis y fabricar una férula para guiar la cirugía y así colocar correctamente los implantes en la posición deseada. También es importante saber que, gracias a los programas informáticos que van apareciendo, es posible fabricar pilares sobre implantes con mejores propie-

dades mecánicas y mejores ajustes. Esto va a reducir la aparición de fallos en el ajuste de nuestras prótesis y por tanto disminuirán las complicaciones de la misma (Fábrega, 2020).

Con toda esta información se hará un estudio y planificación de donde se quieren los implantes para que el tratamiento protésico final sea el deseado.

Si no se sigue esta pauta y se ponen los implantes sin planificación previa puede derivar en un tratamiento arriesgado que haga que la prótesis presente muchas complicaciones.

Estas complicaciones deben ser evitadas puesto que van a hacer que el tratamiento fracase. Muchas veces, el fallo está en el inicio de nuestra planificación por lo que luego es complicado poner solución a estos problemas.

Hoy en día, con las cirugías guiadas es más fácil colocar los implantes en la posición ideal para la realización posterior de la prótesis elegida en la planificación. También hay que tener en cuenta que existen técnicas de regeneración que van a ayudar a poder colocar implantes en zonas donde no hay hueso *a priori*, pero que, si es necesaria su colocación en ese sitio, podemos realizar la regeneración antes de cambiar la ubicación del implante y que luego perjudique a la prótesis que se desea colocar.

Entre las complicaciones que pueden aparecer tenemos como más frecuente el aflojamiento del tornillo de unión corona-implante (Adell, 1981; Sones, 1989; Jemt, 1991; Carlson, 1994; Henry, 1996; Goodacre, 1999). Esta complicación es de fácil solución, pero pueden surgir otras, como la fractura de los tornillos en el interior de los implantes, que va a ser más difícil de solucionar en algunas ocasiones. Hay que tener en cuenta que va a ser necesario la eliminación del fragmento que se ha quedado dentro, ya que, si esto no es posible, este implante no va a servir y la prótesis que llevaba el paciente sobre este implante no va a poder reutilizarse, incluso no va a servir tampoco el implante, teniendo que realizar su extracción y posterior colocación de un implante nuevo.

Esta complicación, puede aparecer debido a otro factor, como es la deformación plástica del tornillo debido a la superación del límite elástico, lo que hace que disminuya la precarga y se fracture el tornillo (Florian, 2021).

Este fragmento fracturado puede presentarse de dos formas, móvil porque ha perdido el torque inicial que se le dio el día de su colocación o fijo porque se ha fracturado sin perder ese torque inicial.

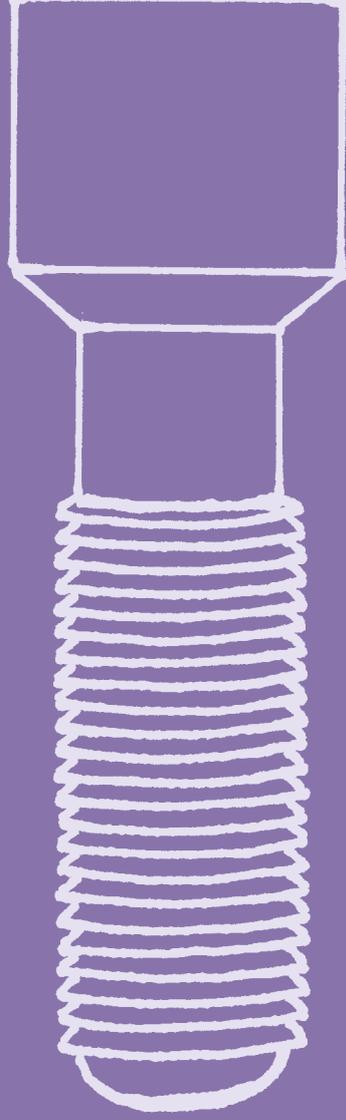
Lo ideal para la extracción de estos fragmentos es poder desenroscar suavemente el tornillo hasta conseguir eliminarlo sin dañar la rosca interna para poder reutilizar ese implante colocando un tornillo nuevo.

En el caso de los fragmentos que presentan movilidad, esto va a ser más fácil en principio, pero en caso de los que no la presentan vamos a necesitar de algún tipo de herramienta que nos permita eliminar el torque dado y desenroscar el fragmento, siempre sin dañar la rosca interna del implante.

En el mercado existen diversos sistemas para la extracción de los tornillos rotos, así como existen herramientas para la posterior realización de una rosca

interna nueva en caso de dañarla en el intento de eliminar el tornillo roto. Los sistemas que existen se basan bien en intentar eliminar el fragmento desenroscándolo o bien en eliminar el tornillo roto destruyéndolo cuando ha sido imposible su eliminación de la otra forma. ■

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA



2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1 HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGÍA: ANTECEDENTES HISTÓRICOS. LA IMPLANTOLOGÍA EN LA ACTUALIDAD.

2.1.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.

La prótesis dental surge de la necesidad de reponer las piezas dentarias perdidas para devolver la funcionalidad del aparato estomatognático, la estética y la fonética. Para ello, aparecen muchos tipos de prótesis que van a ayudar a reponer estos dientes perdidos bien de manera parcial o bien en una arcada completa.

Se empieza a utilizar distintos sistemas de reposición de dientes, así como distintos materiales que van cambiando a lo largo de los años, permaneciendo muchos de ellos en la actualidad, aunque se hayan modernizado los métodos de fabricación y los materiales utilizados.

La utilización de los implantes para reemplazar los dientes ausentes cuenta con muchos años de historia (Gaviria, 2014). La primera prótesis dental de la que se tiene constancia fue realizada en Argelia durante el Neolítico, y se trata de una implantación necrósica de la falange de un dedo en el alvéolo de un segundo premolar superior (Peñarrocha, 2006).

Alrededor del año 600 d.C., la población maya usaba piezas de concha como implantes para reemplazar los dientes mandibulares (Gupta, 2020). En estas conchas posteriormente se observó formación de hueso compacto alrededor (Lemus-Cruz, 2009).

En la Edad Media predominó la tendencia a realizar reimplantes, descritos por primera vez por Abulcasis, y trasplantes dentarios para reponer los dientes utilizando a plebeyos como donantes (Gupta, 2020).

En esta área destacaba por innovador el cirujano Duval (siglo XVII), ya que sugería extirpar la pulpa y sustituirla por plomo u hojas de oro previo a la recolocación del diente en el alveolo (Peñarrocha, 2006; Lemus-Cruz, 2009). Sin embargo, ante los continuos fracasos y la transmisión de enfermedades, estas prácticas tuvieron que ser abandonadas, lo cual supuso un retroceso en la evolución de la implantología (Gaviria, 2014).

A principios del siglo XIX, se colocaron los primeros implantes metálicos intraalveolares; en 1809, J. Maggiolo insertó un tubo de implante de oro en un alveolo natural de un diente recién extraído (Gupta, 2020), mientras que S. M.

Harris, más tarde, implantó un vástago de platino rodeado de plomo tras haber labrado un alveolo artificial (González, 2012; Gupta, 2018).

Rozando el siglo XX, autores como J.M. Edmunds y R.E. Payne llegaron a la conclusión de que el mejor material para implantar en los alveolos artificiales era la plata, porque se ajustaba muy bien a las paredes alveolares. Esta idea la llevaron a la práctica utilizando cápsulas de este metal para lograr la retención necesaria en las prótesis (González, 2012). Aunque, posteriormente, Algrave demostró la alta toxicidad que producía la plata en el hueso (Peñarrocha, 2006).

En 1937, los hermanos Strock utilizaron tornillos Vitallium para reemplazar los dientes faltantes (Gupta, 2020).

Surgen entonces las dos escuelas clásicas de odontología: la intraósea de Strock y la subperióstica de Dahl. Dahl presentó el implante subperióstico (1948) y se extendió la idea de que usando este implante los resultados de tratamiento serían más predecibles para las arcadas desdentadas (Misch, 2009).

En la década de los 50, el italiano Formiggini, considerado el verdadero patriarca de la implantología intraósea, diseñó un implante endoóseo. En España, el doctor Perrón trabajó con dicha técnica e ideó un nuevo implante prismático y hueco; y además escribió el primer libro sobre implantología en España (Peñarrocha, 2006).

En los años 60, se pusieron de moda los implantes de hoja desarrollados por el Dr. Linkow y fueron los más utilizados en todo el mundo para tratar el edentulismo parcial y total, hasta la década de los ochenta (Misch, 2009).

Pero, sin duda, uno de los desarrollos más importantes en la implantología dental vino de la mano del profesor Per-Ingvar Brånemark, promocionado como el “padre de la implantología moderna”, quien descubrió que el hueso podía crecer cerca del titanio, llamando a este fenómeno “oseointegración”. Este descubrimiento tuvo un gran impacto en la Odontología y, a día de hoy, se han colocado más de 7 millones de implantes del sistema Brånemark (Gaviria, 2014).

2.1.2 LA IMPLANTOLOGÍA EN LA ACTUALIDAD.

La rehabilitación del aparato estomatognático incluye la restauración del entorno normal, función, estética, comodidad, habla y salud. La oseointegración se ha convertido en la base de la implantología moderna, lo que ha llevado al uso y perfeccionamiento del implante para lograr una buena oseointegración (Upedran, 2020).

Los implantes dentales constituyen actualmente un elemento reconocido en estomatología gracias a los trabajos de Brånemark (Bert, 1993).

El gran descubrimiento del profesor Brånemark sobre el titanio revolucionó el mundo implantológico, marcando un antes y un después en la historia de esta disciplina. A partir de entonces, se da comienzo a la Era científica o Era de la Implantología moderna (Lemus- Cruz, 2009).

En los comienzos de esta Era debía seguirse un protocolo muy estricto para garantizar la predictibilidad de la terapia implantológica (Gazzotti, 2008). Hoy en

día, la incorporación de nuevos protocolos quirúrgicos, como el de cirugía en una etapa o el de aplicación de carga inmediata mediante una prótesis provisional, junto con los avances en diseños y materiales, y las altas tasas de supervivencia de los implantes, permite garantizar la rehabilitación protésica sobre implantes como un procedimiento quirúrgico-prostodóntico predecible (Bränemark, 1999; Velasco 2007; Grossman, 2008).

Según la literatura, más del 90% de los dentistas con una especialidad quirúrgica ofrecen tratamientos con implantes de forma rutinaria en sus consultas (Misch, 2004; Misch, 2009). Es ya un hecho el encontrar este tipo de tratamiento en todas las consultas odontológicas, bien para la reposición fija de los dientes ausentes, bien para reponer las arcadas completas de forma fija o removible. Los implantes se han convertido en el tratamiento de elección frente a las convencionales prótesis fijas sobre dientes (Tomasi, 2008).

Debido a las mayores exigencias y a los continuos avances en el campo de la implantología, el objetivo no solo es conseguir el fenómeno de osteointegración, sino también conseguir una magnífica estética, funcionalidad y mantenimiento (Jiménez, 2005; Peñarrocha, 2006).

Hay que dar a los pacientes la oportunidad de recuperar sus funciones al máximo, sobre todo a esos pacientes totalmente edéntulos donde la colocación de una prótesis sobre implantes va a generar un aumento en la calidad de vida con respecto a la prótesis completa convencional (Turkyilmaz, 2010).

Actualmente, los implantes están disponibles desde 1,8 a 7mm de diámetro (Upedran, 2020), así como de distintas longitudes, dando muchas opciones para los tratamientos de nuestros pacientes, teniendo además múltiples aditamentos protésicos, fabricados en distintos tamaños, formas y materiales.

Cuando hablamos de prótesis sobre implantes en pacientes edéntulos nos referimos no solo a la posibilidad de devolverle al paciente su arcada fija, sino a la posibilidad de realizar una sobredentadura, que es una prótesis removible implanto-retenida y mucosoportada, lo que va a mejorar su calidad de vida en relación a una prótesis completa convencional ya que va a estar retenida y va a ser menos extensa y además va a ser más económica para nuestro paciente que una prótesis fija que necesita más implantes. Griffiths en 2005, observó que las sobredentaduras proporcionan un nivel significativo de satisfacción del paciente en términos de estabilidad, confort y habla. Y Scepanovic, en 2012 realizó unos estudios que revelaron una mejora significativa en la capacidad de masticación en alimentos con diferentes consistencias en pacientes portadores de sobredentaduras.

Esto es lo que en algunas ocasiones nos reclaman nuestros pacientes que no pueden soportar el gasto que conlleva una prótesis fija pero que no pueden funcionar con las prótesis completas convencionales (Fernández, 2020).

2.2 DEFINICIÓN DE IMPLANTE.

El implante dental es un producto sanitario diseñado para sustituir los dientes perdidos. Su uso en el tratamiento de edentulismos totales y parciales se ha con-

vertido en una modalidad de tratamiento integral en odontología (Gupta, 2020). Hoy en día es un tratamiento ofertado en todas las clínicas dentales y muy solicitado por los pacientes.

De forma conceptual, los implantes se pueden definir como “aquellas sustancias de origen natural o sintético que son capaces de interactuar con el organismo receptor de una forma similar, desde el punto de vista de su tolerancia, a como lo hacen los tejidos biológicos a los que sustituyen” (Gutiérrez, 2002).

Si un paciente, tuviera que definir lo que es un implante para él, probablemente diría que es “como un tornillo colocado en la boca donde se pega un diente, como si colocásemos un cuadro sujeto a un clavo en la pared”. Esta definición que nos darían no se aparta de la realidad, puesto que un implante es un aditamento donde vamos a colocar algo, ya sea un pilar o un atache donde sujetaremos los dientes que queremos reponer.

El empleo de implantes dentales para proporcionar apoyo a las prótesis ofrece muchas ventajas (Misch, 2009); un factor fundamental es mantener el hueso alveolar, siendo una de las mejores técnicas de mantenimiento preventivo en Odontología. También ofrece otras ventajas frente a la prótesis fija convencional, como son:

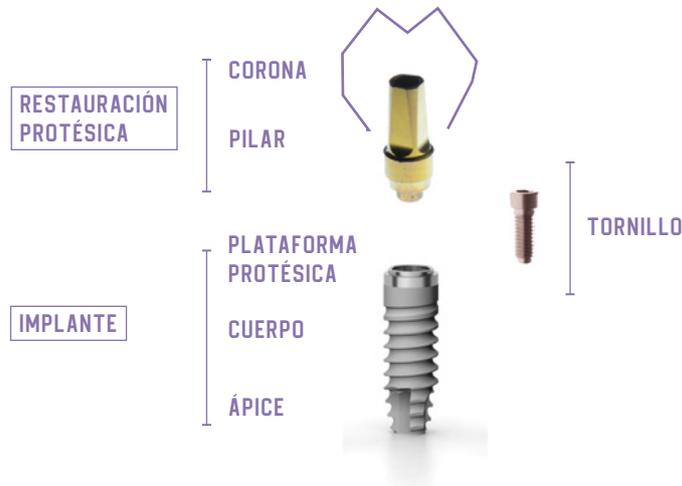
- Menores problemas de sensibilidad, caries o sobrecarga en los dientes contiguos, ya que no van a ser tallados.
- Ventajas psicológicas, ya que el paciente va a saber que no tocamos sus dientes, simplemente reponemos lo que le falta.
- En caso de prótesis unitarias, va a ser más fácil limpiar los dientes adyacentes, ya que no van a existir ferulizaciones ni pónicos.
- El hueso donde colocamos el implante va a tener mejor respuesta al colocar el implante en él.
- La estética en los dientes adyacentes se va a mantener y no la perdemos colocando coronas en ellos.
- Los implantes tienen una elevada tasa de éxito a lo largo del tiempo y no van a depender de los dientes pilares para su mantenimiento.

Pero también van a existir una serie de desventajas como son:

- Los costes son más elevados.
- El tratamiento va a ser más largo porque los implantes se han de oseointegrar para poder colocar la prótesis definitiva, aunque hoy en día, con la colocación de provisionales inmediatos, este problema se va a ver solucionado.
- Requiere una cirugía para la colocación de los implantes.
- Habrá más visitas a la clínica para realizar los distintos pasos del tratamiento.

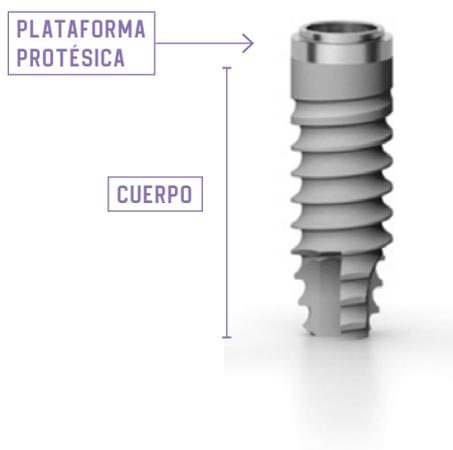
Cuando hablamos de implantes hay que relacionarlo siempre con los aditamentos que va a llevar conectado el implante. La mayoría de las veces el éxito o

fracaso de este va a deberse a la buena estabilidad del complejo implanto-protésico. Este complejo implanto-protésico va a estar presente tanto en las prótesis fijas como en las removibles y va a estar formado por distintos componentes. En el caso de las prótesis implantosoportadas unitarias encontraremos las siguientes partes (Fig.1):



← Fig. 1. Partes del complejo implanto-protésico.

1. **Implante:** parte que va oseointegrada en el hueso donde acoplaremos la restauración. Se puede dividir en: cuerpo del implante, que es la parte que se integra en el hueso, y la plataforma protésica, que es la porción diseñada para retener el componente protésico y que se puede encontrar de dos tipos, de conexión interna y de conexión externa (Fig.2).



← Fig. 2. Implante dental.

El cuerpo del implante tiene una superficie que puede presentar diferentes texturas y recubrimientos, estos se emplean para aumentar su adhesión al hueso (biointegración si es un material cerámico y osteointegración si se trata de titanio). Esta adhesión al hueso va a ser directa, sin existencia de ligamento periodontal (Fuertes, 2017).

2. **Pilar:** es un elemento que se une a la plataforma protésica del implante por medio de un tornillo y que actúa como un sistema de conexión y retención de la prótesis (Misch, 2009; Fons, 2021). Un pilar transepitelial debe de cumplir una serie de características (Tripodakis, 1995; Rasperini, 1998).

- Biológicas: los pilares deben ser biocompatibles, promover la adhesión epitelial e impedir la adhesión de placa bacteriana para así evitar infecciones y preservar los tejidos blandos alrededor de nuestras restauraciones.
- Funcionales: los pilares van a soportar grandes cargas, por lo que deben tener suficiente resistencia, transmitiendo dichas cargas al conjunto hueso-implante.
- Estéticas: debe ser lo más semejantes al diente natural, sobre todo al diente al que están sustituyendo, por lo que tendrán contornos anatómicos correctos.

Este pilar va a funcionar como prótesis cementada o como prótesis atornillada, dependiendo de si cementamos sobre él una corona o si es el propio pilar el que forma parte de dicha corona.

Los pilares se pueden clasificar (Fons, 2021):

Según su angulación:

- Pilares rectos: tienen una angulación 0° respecto al eje axial del implante y se presentan en distintas alturas y diámetros.
- Pilares angulados: existen con distintas angulaciones, utilizándose cuando existe una mala angulación del implante y queremos corregirla para colocar en buena posición nuestra restauración.

Según su unión con la conexión del implante:

- Pilares rotacionales: la conexión con el implante es circular, permitiendo la rotación de este sobre el implante. Se va a utilizar en prótesis con implantes múltiples ferulizados. Así permitimos la inserción adecuada de la prótesis.
- Pilares antirrotacionales: la conexión se basa en figuras geométricas recíprocas para evitar la rotación del pilar sobre el implante. Se utilizan en prótesis individuales o unitarias.

Según la posibilidad de ser modificados:

- Parcialmente modificables.
- Totalmente modificables o individualizados.
- No modificables: sobre estos siempre irán atornillados otros pilares transepiteliales individualizados que formarán parte de la estructura interna de la prótesis.

Según el tipo de restauración en el que se van a utilizar:

- Pilares para prótesis atornillada:
 - Pilares para conexión de prótesis a plataforma protésica del implante: la fijación de la prótesis se realiza directamente a cabeza de implante mediante un tornillo. Pueden ser:
 - Pilar UCLA: permiten ser encerados para modificar su forma a elección del clínico. Hay dos tipos:
 - Pilar UCLA para sobrecolado: pilar calcinable de plástico con una plataforma de conexión con el implante mecanizada.
 - Pilar UCLA para colado (totalmente calcinable): todo el pilar es de plástico.
 - Pilar confeccionado con CAD-CAM: se realiza a partir de un diseño en ordenador y posteriormente se fabrican con un fresado o sinterizado asistido por ordenador con un alto grado de precisión.
 - Pilares para conexión de prótesis a plataforma protésica de pilar: esto necesita de una doble conexión; la primera conectaría el pilar transepitelial no modificable con el implante y la segunda el pilar transepitelial no modificable con un segundo pilar, totalmente modificable que formaría parte de la estructura interna de la prótesis.
- Pilares para prótesis cementada:
 - Pilares parcialmente modificables:
 - Pilar recto.
 - Pilar angulado.
 - Pilares totalmente modificables:
 - Pilar UCLA.
 - Pilar CAD-CAM.

3. Tornillo: elemento de unión del complejo pilar-implante, va por el interior de estas y se aprieta con un torque establecido para conseguir una inmovilización completa del complejo implante-pilar.

4. Corona: es la restauración protésica que colocaremos encima del pilar transepitelial. Como hemos comentado antes, según el tipo de restauración que vayamos a realizar, esta corona irá cementada sobre el pilar (prótesis cementadas) o formará parte del mismo pilar transepitelial (prótesis atornillada).

2.3 TIPOS DE PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.

Los tratamientos prostodóncicos en implantología dental pueden dividirse en dos grandes grupos: restauraciones fijas y removibles.

- Las **prótesis fijas** son aquellas restauraciones que el paciente no va a poder, por si mismo, retirar de boca. La prótesis va a ir atornillada/cementada al im-

plante o pilar, y va a ser el profesional el que va a poder removerla de boca en caso de que sea necesario. Las prótesis fijas permiten reponer los dientes de forma unitaria o múltiple y pueden ser atornilladas o cementadas. Este tipo de prótesis no va a poder solucionar el problema de falta de soporte labial que presentan muchos pacientes edéntulos, debido a que no va a tener faldón vestibular; pero sí que podrá reponer la falta de encía en altura, si es necesario.

- Dentro del grupo de las **prótesis removibles** se encuentran las sobredentaduras, las cuales son prótesis completas retenidas por ataches, y generalmente, cuya hembra está dentro de la prótesis y el macho está atornillado al implante. Este tipo de prótesis se caracteriza porque el paciente puede retirarla él mismo, quedando en boca los elementos de retención. Con este tipo de prótesis sí que se podrá solucionar la falta de soporte labial de los pacientes gracias al faldón vestibular que va a tener este tipo de prótesis.

En la literatura vamos a encontrar muchas clasificaciones que nos van a mostrar todos los tipos de prótesis sobre implantes y sus indicaciones.

Así según las últimas publicaciones podemos encontrar una clasificación de las prótesis sobre implantes de la siguiente forma (Fons, 2021):

- Prótesis fija para reponer un diente unitario o un edentulismo parcial: según el reborde alveolar residual encontramos:
 - sin pérdida de reborde alveolar: en este caso la pérdida de tejidos duros y blandos es mínima por lo que se repone únicamente la corona del diente.
 - con pérdida de reborde alveolar acompañada de defecto mucogingival: aquí se restaura la corona y parte de la raíz presentando un aspecto de diente periodontal por su excesiva longitud.
- Prótesis fija en desdentados totales:
 - con escasa reabsorción de tejido: se repone únicamente la corona del diente.
 - con avanzada reabsorción del maxilar: en este caso se repone la corona y el tejido perdido para recuperar la altura ósea perdida. A este tipo de prótesis se les denomina "híbridas".
- Prótesis removible sobre implantes en desdentados totales:
 - sobredentadura implanto-retenida e implanto-soportada: cuando la prótesis no tiene apoyo mucoso y todas las fuerzas van a ser soportadas por los implantes, es decir, el soporte, la retención y la estabilidad es responsabilidad de los implantes.
 - sobredentadura implanto-retenida y mucosoportada: la prótesis es retenida por los implantes, pero va a tener apoyo mucoso para repartir las fuerzas. Estas serían las típicas sobredentaduras sobre dos implantes.

- sobredentadura implanto-retenida y de soporte mixto: la prótesis es retenida por los implantes, pero apoya tanto en ellos como en la mucosa, así el soporte y la estabilidad están compartidos entre la mucosa y los implantes.

Las sobredentaduras están indicadas en aquellos pacientes desdentados totales con problemas de estabilidad y retención de sus prótesis convencionales (Giménez, 1996; Misch, 2004; Misch, 2009; Fons, 2021) y en pacientes que aún pudiendo llevar prótesis fijas, estas no están indicadas dada la falta de soporte labial que presenta el paciente. Con la sobredentadura, gracias a que lleva un faldón vestibular de resina, podemos corregir esta falta de soporte y dar mayor estética al perfil del paciente. Varios estudios indican que el uso de sobredentaduras con implantes en la mandíbula es un tratamiento efectivo, especialmente en pacientes con mucha pérdida ósea residual, mejorando la retención, estabilidad, función y estética (Al-Harbi, 2018).

El consenso de McGill del 2002 sugiere que la primera opción para tratar a pacientes edéntulos en la arcada inferior es la sobredentadura con dos implantes (Melescanu, 2011; Fernández, 2017). Hay estudios que indican que sobredentaduras implanto-retenidas tienen una tasa de éxito >95%. El consenso de York demuestra que la satisfacción y calidad de vida de los pacientes portadores de sobredentaduras mandibulares es significativamente mayor que para los portadores de prótesis completas inferiores convencionales. Indican que una sobredentadura retenida con dos implantes es el estándar mínimo suficiente para la mayoría de las personas, teniendo en cuenta la satisfacción del paciente, el rendimiento, el coste y el tiempo del tratamiento. (Thomason, 2012).

Griffitts et al. (2005) observaron que las sobredentaduras proporcionan un nivel significativo de satisfacción del paciente en términos de estabilidad, confort y habla. De la misma forma, Scepanovic et al. (2012) revelaron una mejora significativa en la capacidad de masticación en alimentos con diferentes consistencias. Esto se debe a que este tipo de prótesis no se va a mover y va a permitir a los pacientes realizar la función masticatoria más parecida a la que tenía con sus dientes naturales.

Otra clasificación que encontramos en la literatura y que ha sido muy utilizada es la de Misch, esta clasificación habla de las prótesis fijas sobre implantes (Misch, 2004):

- Prótesis fija de reposición dentaria: va a sustituir únicamente las coronas anatómicas de los dientes ausentes. Se asocian normalmente a una pérdida de tejidos duros y blandos mínima.
- Prótesis fija de reposición dento-alveolar (híbrida): sustituye las coronas anatómicas y parte de tejidos blandos, mejorando estéticamente el tratamiento, al dar soporte a los tejidos blandos de la cara. Está indicada en pacientes en los que el volumen y la topografía del hueso se encuentra más apical y el pa-

ciente ha perdido sus tejidos de soporte necesitando por ello reponerlos para conseguir un éxito en lo que a estética se refiere.

A la hora de elegir un tipo u otro de tratamiento sobre implantes en el maxilar superior, hay un artículo donde se presentan los criterios de decisión basándose en la posición donde se querían colocar las coronas dentarias y la mayor o menor falta de tejido duro y blando en esos pacientes (Avrampou, 2013).

2.4 TIPOS DE CONEXIONES IMPLANTO-PRÓTESIS.

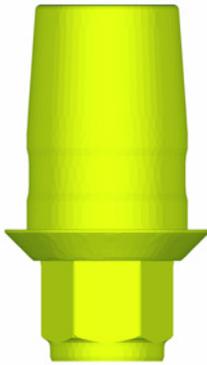
Denominamos conexión protésica a la zona a través de la cual se conecta el implante al pilar transepitelial; siendo una conexión tipo macho-hembra (Fuertes, 2017). Esta conexión implante-prótesis debe ser perfecta, sin permitir ningún desajuste para evitar así tensiones que pueden desencadenar complicaciones posteriores en la prótesis e incluso en los implantes. Así pues, es muy importante obtener un ajuste pasivo, proporcionando un encaje preciso de los dos componentes con una tolerancia mínima, dando una gran estabilidad al conjunto implante-restauración (Solá-Ruiz, 2013).

1. Según la forma de conectarse la unión pilar-implante, podemos encontrar conexiones protésicas de distintos tipos:
 - **Conexiones rotatorias:** no impiden la rotación. La base del pilar es circular con lo que no se fijará a la conexión del implante (interna o externa) permitiendo la rotación del pilar sobre la plataforma del implante. El tornillo de unión fijará esta conexión, pero si solo hay una restauración unitaria no se impedirá su rotación, haciendo que nuestra pieza tenga movilidad pudiendo provocar problemas en la restauración, por ello no se utilizará para restauraciones unitarias. Se utilizará para rehabilitaciones que unan más de un implante, facilitando así la inserción de la prótesis, debido a que si intentamos hacer encajar coronas ferulizadas sobre implantes, con conexiones antirrotatorias, va a ser muy difícil su inserción debido al ajuste de tantas caras de los hexágonos. En cambio si la conexión es rotatoria, esa inserción va a ser adecuada independientemente del número de coronas a colocar en una misma pieza (Fig.3).



Fig. 3. →
Conexión rotatoria.

- **Conexiones antirrotatorias:** evitan la rotación del pilar sobre la plataforma del implante. Se basa en una conexión hexagonal, octogonal, ranuras, etc., en el pilar, que coincide con la conexión del implante y hace de tope para evitar la rotación del pilar sobre el implante. Sirven para rehabilitaciones unitarias, no pudiendo utilizarlas en casos de más de un implante puesto que dificulta la inserción de la prótesis (Fig.4).



← Fig. 4.
Conexión antirrotatoria.

Tanto las conexiones rotatorias como las antirrotatorias pueden ser externas (Fig.5), cuando están hacia fuera del implante o internas (Fig.6), cuando la conexión está dentro del implante y ambas se complementan con la conexión que tiene el pilar y que se adapta perfectamente al implante.



← Fig. 5.
Conexión externa.



← Fig. 6.
Conexión interna.

La conexión externa mediante un hexágono externo era el más frecuente en los primeros implantes (Branemark, 1985), pero debido a algunos inconvenientes que presenta, como el aflojamiento o fractura del tornillo de unión, se introdujo el sistema de conexión interna, muy utilizado en la actualidad.

La conexión interna se caracteriza por:

- Proporciona una reducción de los micromovimientos (Sailer, 2009).
- Protege a los tornillos frente a las cargas axiales ya que distribuye las cargas laterales hacia el interior del implante (Norton, 1997).

Las superficies de estas conexiones deben de ser planas para poder transmitir las fuerzas perpendiculares a la fuerza de apriete del tornillo y ser así menos dañinas (Gracis, 2013).

Con esto, se produce una reducción de las fuerzas que se transfieren al hueso previniendo la reabsorción ósea de la cresta (Finger, 2003) y va a disminuir la incidencia de fracturas y aflojamientos de los tornillos por ser una conexión más estable.

Dentro de la conexión interna, encontramos la conexión tipo **cono morse**, la cual intenta mejorar las conexiones ya existentes en el momento (Fig.7). Se consigue una unión pilar-implante mediante la fricción de sus paredes, gracias a que presentan una forma cónica de entre 5-8°; esto se conoce como soldadura en frío, lo que forma un bloqueo entre las dos partes aumentando así la resistencia a su movilidad y desalajo y evitando el aflojamiento de tornillo. Además, va a disminuir el microespacio entre ambas estructuras eliminando la reabsorción ósea a nivel externo. Aparte de esta fricción, tendrá un tornillo interno como en las otras conexiones para darle una fijación total.

Cada tipo de conexión nos va a ofrecer una serie de características diversas que hacen que, según el paciente y los procedimientos quirúrgicos, se elija un tipo de conexión u otra.

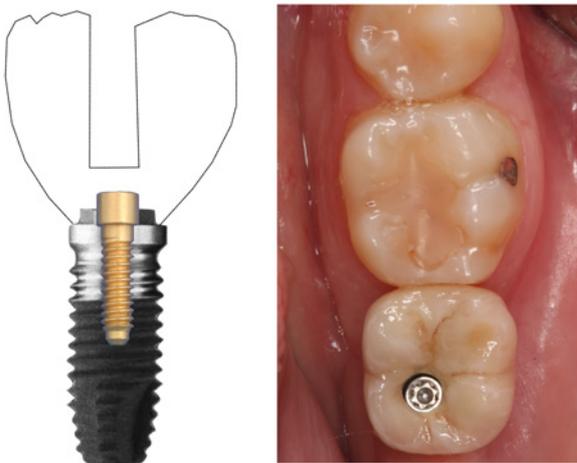


Fig. 7. →
 Conexión cono morse con sistema de indexación interna (Astra Ev Densply®, York, Pensilvania).

2. Según el tipo de restauración que va a llevar el pilar que se une al implante encontramos:

- **Prótesis atornillada:** utilizaremos un tornillo para unir la corona directamente al implante (Fig.8). La prótesis llevará un orificio en oclusal en las piezas posteriores y en lingual en las anteriores. Además del problema estético que supone (Hebel, 1997; Weininger, 2008), nos condiciona el establecer un patrón oclusal puesto que tendremos que realizar los contactos oclusales mediante obturaciones de composite de dichos orificios, estableciendo el operador la oclusión final de las piezas. Estos contactos irán desgastándose a lo largo del tiempo (Ekfeldt,1988), perdiéndose así la oclusión dada en un primer momento.

Este tipo de prótesis será la elegida cuando tengamos poco espacio protético, ya que nos darán retención, aunque el espacio sea pequeño. Aunque apareció para utilizarla en estas ocasiones, hoy en día es la prótesis más utilizada ya que nos facilita la remoción de esta en caso necesario y evita problemas con la encía al no utilizar cemento para su unión. Según la bibliografía, la pérdida del hueso marginal de los implantes con prótesis atornilladas, es menor que en el caso de las cementadas y eso conlleva una mayor tasa de supervivencia de los implantes con prótesis atornilladas (Heierle, 2019; Lamperti, 2022). Las coronas atornilladas sobre implantes tienen menos complicaciones biológicas y técnicas, por ello, en tratamientos en los que se quiera predictibilidad se aconseja usar este tipo de prótesis; además, también permite un mejor mantenimiento de la higiene oral, sus reparaciones son más fáciles, y permite trabajar en espacios interoclusales limitados (Hamed, 2020).

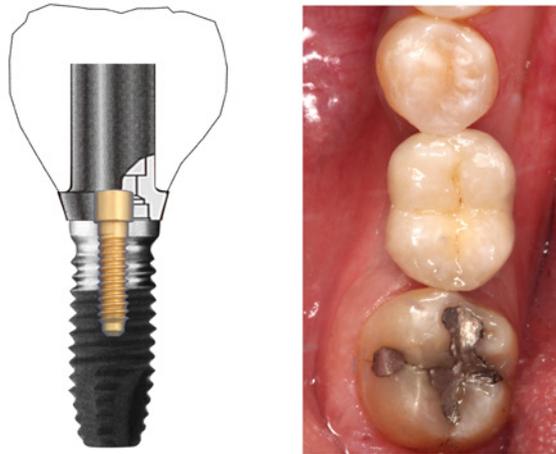


← Fig. 8.
Prótesis ceramo-metálica atornillada a plataforma protésica del implante.

- **Prótesis cementada:** se unirá un pilar al implante por medio de un tornillo y posteriormente se cementará la corona sobre este pilar (Fig.9). Estas prótesis van a permitir un reparto más homogéneo de las cargas y una mejor axialización de las mismas reduciendo así las tensiones.

Si hay poco espacio protético, el pilar donde se va a cementar la corona no asegurará una retención adecuada, por lo que se debe optar por la prótesis atornillada. (Wat, 2000).

Fig. 9. →
Prótesis
cementada
metal-cerámica.



- **Prótesis cemento-atornillada:** se trata de una corona que el protésico va a cementar sobre un pilar, esta tendrá un orificio para poder atornillar el conjunto pilar-corona al implante. Este tipo de conexión va a tener el mismo comportamiento que las prótesis atornilladas.

En todos los casos se va a utilizar un tornillo de fijación que va a enroscarse en la rosca interna que hay en el interior del implante. Este tornillo va a ser enroscado con un destornillador y posteriormente se le dará torque, con una llave dinamométrica, para asegurar su fijación. Si se pierde dicho torque y la prótesis se comienza a mover, puede llevar a problemas mayores como la fractura del tornillo.

La elección del tipo de conexión y de prótesis se basa en las preferencias del clínico (Taylor,2000). Las prótesis atornilladas se utilizan actualmente más ya que si hay un problema o se quiere retirar la corona por el profesional, siempre se puede desatornillar la prótesis y solucionarlo. También se usan en los casos de poco espacio protético, ya que en estos casos las prótesis cementadas no tendrán suficiente espacio para todos sus componentes, y si hacemos una prótesis cementada en casos de poco espacio es frecuente ver problemas de descementados continuos de las coronas. En otras ocasiones, se elige la prótesis cementada por la dificultad de conseguir la pasividad en prótesis atornilladas cuando hay muchos implantes, o en casos en los que habría un problema estético debido a la salida del tornillo por una zona donde se ve mucho y al tapanlo con composite no se consiguiera la estética deseada. Pero hay que tener en cuenta que, en las cementadas, el cemento que se utiliza puede quedarse debajo de la encía creando problemas posteriores en los tejidos que pueden desencadenar complicaciones en los implantes.

Existe controversia sobre qué tipo de restauración es más conveniente: en varios estudios se muestra que los implantes con prótesis atornilladas tienen mayores pérdidas de hueso marginal que los rehabilitados con restauraciones cementadas (Algutaibi, 2017; Sinjari, 2019), mientras que podemos encontrar un estudio que concluye que las coronas atornilladas sobre implantes tienen menos complicaciones biológicas y técnicas (Hamed, 2020).

En este cuadro se presentan las ventajas e inconvenientes de las prótesis cementadas y atornilladas (Fons, 2021):

PRÓTESIS CEMENTADA		PRÓTESIS ATORNILLADA	
VENTAJAS	INCONVENIENTES	VENTAJAS	INCONVENIENTES
Estética en la cara oclusal	Dificultad de remoción	Sencillez para la remoción	Estética en la cara oclusal
Facilidad obtención del ajuste pasivo	Escasa precisión de adaptación	Alta precisión en coronas unitarias	Dificultad de obtención del ajuste pasivo
Fabricación sencilla	Necesidad de provisionalización mediante cemento		Fabricación compleja
Morfología de la superficie oclusal	Dificultad de remoción de los excesos de cemento subgingival	Restauración con espacio protésico reducido	Colonización bacteriana a través de los orificios de acceso a los tornillos de cierre
			Mayor número de complicaciones mecánicas
Costo más bajo			Alto costo económico de los componentes
Conexión protésica mecanizada sin alteración por temperaturas de cocción			Alteración de la morfología de la conexión protésica de la restauración por la temperatura de sinterización de la cerámica y por acción mecánica del pulido de la misma

← **Tabla 1.**
Ventajas e inconvenientes de las prótesis cementadas/atornilladas.

2.5 TORNILLOS DE USO EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.

2.5.1 TIPOS DE TORNILLOS.

Según el Diccionario de la Real Academia Española (RAE) un tornillo se define como “una pieza cilíndrica o cónica, por lo general metálica, con resalte en hélice y cabeza apropiada para enroscarla”. Y como “instrumento con el que se mantienen sujetas las piezas que se están trabajando, por medio de dos topes, uno fijo y otro móvil” (RAE, 2014).

Un tornillo es un elemento mecánico utilizado para poder unir y desmontar distintas piezas, aunque también se va a utilizar de elemento de transmisión; es un cilindro con rosca helicoidal y cabeza (Ilzarbe, 2009).

Los tornillos van a tener cabeza, cuerpo y la unión entre estas dos partes; según el tipo de tornillo estas partes tendrán distintas dimensiones y serán de formas diferentes (Fig.10).



Fig. 10a. →
Tornillo activo
en su totalidad.

Fig. 10b. →
Tornillo activo solo
en su parte apical.

Una de las partes más importantes de los tornillos, es la rosca (Fig.11). De esta rosca va a depender la estabilidad y fijación del tornillo en el interior del implante, conservando así una buena unión restauración-implante.

Antiguamente la construcción de las roscas era artesanal, pero en la actualidad las roscas de los tornillos tienen unos muy altos estándares de calidad de fabricación al haberse adoptado tecnologías de maquinados de precisión.

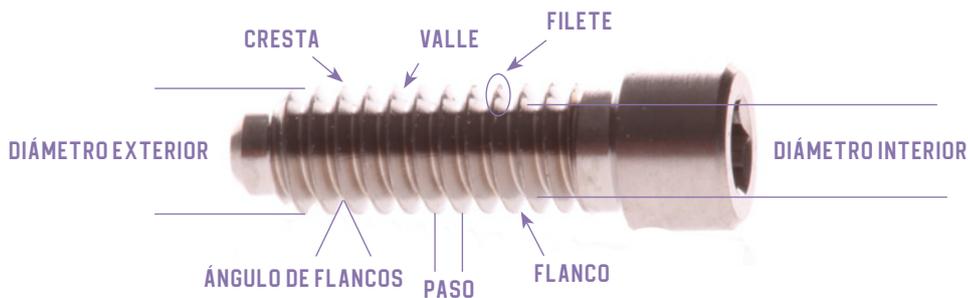
Las funciones de la rosca son:

- Formar un acoplamiento mecánico para mantener piezas unidas.
- Transmitir fuerzas.

Existen distintos tipos de roscas definidas por una serie de parámetros:

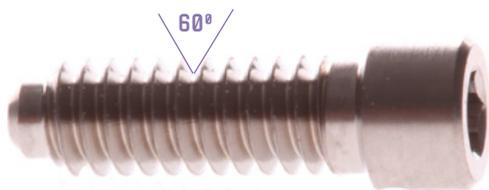
- Filete o hilo: superficie prismática en forma de hélice que es constitutiva de la rosca.
- Flanco: cara lateral de filete.

- Cresta: parte más externa de la rosca.
- Valle: parte más interna de la rosca.
- Diámetro exterior: es el diámetro mayor de la rosca.
- Diámetro interior: es el diámetro menor de la rosca.
- Ángulo de rosca o de flancos: ángulo que forman los flancos de un filete según un plano axial.
- Paso: distancia entre dos crestas consecutivas.



← Fig. 11.
Partes de una rosca.

Los tornillos pueden tener distintos tipos de roscas, en el caso de los utilizados para implantología van a ser "roscas métricas ISO" (Fig.12): la rosca es de diseño cilíndrico, paralelo o recto y está formada por un filete helicoidal en forma de triángulo equilátero con crestas truncadas y valles redondeados. Los flancos del filete forman un ángulo de 60° y el paso, medido en milímetros, es igual a la distancia entre los vértices de dos crestas consecutivas. Se denominan según normas ISO 68-1 e ISO 965-1 (Techeira, 2016).



← Fig. 12.
Rosca métrica ISO.

Los tornillos que encontramos en implantología pueden tener distintas morfologías y tamaños, pero todos constan de una cabeza y una parte activa, esta cabeza es la que va a hacer de tope en la prótesis y va a llevar un alojamiento donde el destornillador va a anclarse para poder atornillar o destornillar dicho tornillo. Se pueden encontrar múltiples tipos de cabezas de tornillo y es muy importante saber que tornillo usa el tipo de implante que tenemos para rehabilitar y saber el torque que el fabricante nos dice que permite, esto hará que se trabaje bien y se eviten problemas posteriores.

La principal función de los tornillos, en las restauraciones sobre implantes, es la de fijar el pilar protodóntico al cuerpo del implante y unir los componentes protéticos entre sí, impidiendo el movimiento o desalajo de las distintas partes.

En el mercado existen distintos tipos de tornillos para utilizar en el área implantológica. Los distintos tornillos podemos diferenciarlos según el material, la morfología, el tamaño y la cabeza del mismo.

- Según el material:
 - *Tornillos de acero*: este material se usa para la confección de los tornillos de trabajo o laboratorio, es decir, se usará en los procesos de prueba y fabricación de las prótesis en los laboratorios para no debilitar los tornillos definitivos. Van a tener la misma forma que los definitivos pero este material tiene un límite de fatiga inferior al oro y al titanio por lo que no van a ser usados de forma definitiva ya que hay más riesgo de fractura de los mismos. A estos tornillos no se les aplica torque porque se utilizan solo sobre modelos de laboratorio, no en boca.
 - *Tornillos de titanio*: este material se utiliza para los tornillos en clínica que se van a colocar definitivamente en la prótesis y van a ser apretados mediante un torque mecánico de 20-30 Ncm según indique el fabricante. Las deformaciones que se crean en estos tornillos por el torque son elásticas, por tanto, recuperables (Ruiz, 2021). Para la confección de los tornillos se va a utilizar el titanio de grado 5 (Ti6Al4V), una aleación forjada a base de titanio, aluminio 6 y vanadio 4 (ISO 5832-3:2016). Esta aleación se utiliza principalmente por la resistencia a la corrosión y es la especificación más utilizada en todas las formas de productos para implantes quirúrgicos.
 - *Tornillos de oro*: estos tornillos también se van a utilizar para los tornillos definitivos en clínica a los que se les aplicará un torque marcado por el fabricante. Apenas tienen límite elástico, por lo que el torque inicial que se le aplique le va a producir deformaciones plásticas, por lo que no se desgasta, pero sí que se deforma de forma permanente. (Ruiz, 2021). Pueden ser tornillos de una aleación de oro de alta resistencia con un baño de oro de 24 quilates de 0,76 micrones de espesor (Gold-Tite®, Dentalmax SA, Buenos Aires, Argentina) o ser tornillos de titanio con un baño de oro. Este baño de oro funciona como un lubricante seco entre roscas y reduce la tendencia al aflojamiento del tornillo y su fractura.
- Según la morfología:
 - *Tornillos con todo el cuerpo activo*: son tornillos que tienen espiras a lo largo de toda su longitud, van a enroscarse dentro del implante en su totalidad proporcionando así más espiras de agarre.
 - *Tornillos con solo activa la parte apical*: son tornillos que solo tienen espiras en su parte más apical, de esta forma solo proporcionan agarre en su tercio apical siendo suficiente para evitar el aflojamiento del tornillo.

- Según el tamaño:
 - *Tornillos largos*: son los tornillos más usados, su longitud permite atravesar la restauración e introducirse en el interior del implante usando toda la rosca interior del mismo. Pueden tener parte activa en toda su longitud o solo en su tercio apical y pueden tener distintos diámetros, dependiendo de la prótesis que van a conectar. A estos tornillos se les da un torque mecánico de 20 o 30 Ncm dependiendo de las indicaciones del fabricante.
 - *Tornillos medios*: son tornillos más cortos que los anteriores y nos permiten atornillar prótesis con cambio de angulación. Les daremos un torque de 20 Ncm.
 - *Tornillos cortos*: son tornillos que se utilizan para las restauraciones que usan pilares transepiteliales no modificables tipo "multiunit". Estos tornillos se aprietan a mano o con un torque de 15 Ncm como máximo, si se excede ese torque se puede fracturar el tornillo.
- Según la cabeza:
 - La cabeza del tornillo va a tener distintas formas dependiendo de la forma de la parte interna del implante donde se va a colocar, por lo que cada casa comercial tendrá su tornillo específico para cada implante (Fig.13). Dentro de la cabeza del tornillo encontraremos el lugar donde se va a colocar el destornillador para apretar o aflojar este tornillo. Esto hace que se tenga que utilizar un tipo u otro de destornillador para posicionar, apretar y dar torque al tornillo que se esté usando. Así se encontrarán hexágonos pequeños o grandes, cuadrados, de ranura, de estrella, etc. y según cada diseño, el fabricante nos indica el torque que se debe dar en las restauraciones.



← Fig. 13.
Tipos de cabezas de tornillos.

2.5.2 TIPOS DE FRACTURAS DE LOS TORNILLOS.

El exceso de tensiones sobre una interfase implantaria puede originar sobrecarga y fracaso del implante. Esta situación puede conllevar a la fractura del implante, fractura de la porcelana, pérdida de retención de las restauraciones o un aflojamiento del tornillo o fractura de este. Las complicaciones mecánicas como la fractura de los componentes de la prótesis sobre implantes se ven influidas por los factores de fuerza ejercidos en nuestra cavidad oral. Los estados dentarios que van a influir en las tensiones que envuelven al implante son los siguientes (Misch, 2006):

1. Parafunción: bruxismo, apretamiento, empuje lingual: estos hábitos pueden ejercer fuerzas sobre los dientes que generen tensiones dañinas sobre los implantes provocando fallos en las estructuras de las restauraciones. Si no dejamos las restauraciones con el contacto oclusal que corresponde, esto va a generar problemas a la larga. Se debe revisar muy bien la oclusión una vez colocada las prótesis y en cada revisión que se le haga al paciente. También hay que valorar el uso de dispositivos, tipo férulas de descarga, en los pacientes en los que sea necesario para aminorar las cargas oclusales y evitar así problemas.
2. Altura de la corona: hay que tener en cuenta la altura de la corona en relación con la altura del implante que se ha colocado, debemos evitar las fuerzas de palanca que se van a ejercer sobre las coronas si estas son más largas incisivo gingivalmente que la longitud del implante que las soporta.
3. Dinámica masticatoria: el paciente debe comer por ambos lados de la boca evitando crear fuerzas excesivas en un lado, sobre todo si está ahí la restauración.
4. Posición del pilar en la arcada: el diente que se ha puesto debe de estar bien alineado y oclusalmente correcto para evitar las fuerzas no deseadas.
5. Dirección de las fuerzas de carga: las fuerzas deben ser lo más axiales posibles por lo que hay que valorar la posición de los implantes antes de ser colocados para que las fuerzas de oclusión y masticación vayan según el eje de la restauración. Por ello, en la cirugía de colocación de los implantes, deberemos posicionarlos de modo que sigan un eje mecánico ideal.
6. Naturaleza de la arcada antagonista: no es lo mismo tener un antagonista fijo, ya sea dentición natural o una rehabilitación, que tener un antagonista removible que va a ejercer mucha menos fuerza en la restauración.

Cuando se generan tensiones, porque las fuerzas no son las correctas, se pueden ocasionar problemas en los componentes de la rehabilitación. Según el elemento que se vea afectado, la reparación puede ser fácil o no. La complicación irreparable sería la fractura del implante, puesto que habría que eliminarlo y volver a colocar uno nuevo, teniendo que realizar una nueva prótesis sobre él. Si lo que se fractura es el tornillo podremos intentar sacar el fragmento roto y colocar un tornillo nuevo, pero si no fuera posible su extracción, tendríamos una complicación más grave que podría terminar con la explantación del implante.

Los tornillos pueden romperse a tres niveles (Agustín, 2017):

- Apical: el fragmento roto que queda dentro es más pequeño que lo que ha salido.
- Medio: queda lo mismo dentro que fuera.
- Coronal: se ha roto justo en la unión de la cabeza con el cuerpo del tornillo.

Normalmente, los tornillos se fracturan a nivel de la unión de la parte lisa con las espiras, encontrando más fracturas apicales en los de tallo liso y activo apical

y más fracturas coronales en los activos en su totalidad, puesto que la parte débil de esos tornillos se encuentra en esa zona (Braulino de Melo, 2019).

Va a ser importante la cantidad de tornillo que quede dentro, porque de eso dependerá si va a ser más fácil o difícil el acceso al fragmento.

Dentro de los tres niveles donde podemos encontrar las fracturas en nuestros tornillos, van a ser más sencillos de retirar los tornillos que se fracturan a nivel coronal, y en cuanto al tipo de tornillo será más fácil y rápido quitar los tornillos con tallo liso y parte apical activa frente a los que tienen toda su superficie activa (Agustín, 2020).

2.6 CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DE LA CONEXIÓN. TORQUE.

El torque es un concepto relacionado con la precarga, siendo la aplicación y/o resultado de la misma. La precarga es la fuerza derivada de la unión pilar-supraestructura mediante un tornillo.

El torque se puede llamar carga de torsión o momentos de flexión, siendo su definición matemática:

$$\text{Torque} = \text{fuerza} \times \text{radio}$$

Tanto la precarga como el torque van a estar determinados por la configuración geométrica del tornillo y sus propiedades mecánicas intrínsecas. La precarga está determinada por la longitud y diámetro del cuello del implante, porque es en este punto donde se va a concentrar la resistencia tensional del tornillo. Y el torque está determinado por el coeficiente de fricción generado durante el atornillamiento. Para determinar el torque utilizaremos como medida el newton por centímetro (Ncm).

Es importante seguir las indicaciones del fabricante del tornillo que se utilice y no dar más torque al tornillo que el indicado. El dar más torque no va a hacer que el tornillo no se afloje, lo que puede conllevar es a una deformación del tornillo que lo va a debilitar y va a hacer más fácil su posible fractura, incluso la fractura del implante (Quek, 2008; Florian, 2021).

2.7 COMPLICACIONES EN PRÓTESIS SOBRE IMPLANTES.

Se han descrito distintos tipos de complicaciones en los tratamientos sobre implantes, bien sea en prótesis fija como en prótesis removible; unos más fáciles de solucionar que otros, pero todos nos van a crear un importante estrés en el profesional debido a que son tratamientos complicados.

Una de las complicaciones más frecuentes va a ser el aflojamiento de los tornillos del pilar (Kourtis 2017; Omori, 2020).

El número creciente de implantes que son colocados y el número de años transcurridos desde que los implantes fueron introducidos en el mercado hacen lógico asumir que la tasa, tanto de complicaciones como de fracasos, aumentará.

La prevalencia de las complicaciones está creciendo dramáticamente en algunas categorías. En un estudio publicado a 10 años, en cuanto a las complicaciones

técnicas, la incidencia de complicaciones de la conexión fue de un 4,3% después de 5 años y de un 26,4% a los 10 años (Stuart, 2016).

El aumento de estas complicaciones va a deberse a que en la actualidad se colocan gran cantidad de implantes, muchos de los cuales los ponen o los rehabilitan clínicos con poca experiencia y se utilizan cada vez protocolos más agresivos para la realización de estos tratamientos, de colocación de prótesis sobre implantes (Stuart, 2016).

Las causas más frecuentes del fracaso de la terapéutica con implantes a corto plazo y de complicaciones una vez conseguida la fijación rígida inicial son, la movilidad de las supraestructuras, el desprendimiento parcial de las restauraciones y la carga demasiado rápida de los implantes. Estas alteraciones generan fuerzas sobre los implantes y provocan la pérdida de tejido óseo, la movilidad de los implantes y la fractura de sus componentes (Misch, 2009).

Hay que tener en cuenta que estos tratamientos son una combinación de muchos elementos, hay que saber cómo, cuándo y por qué poner cada uno de ellos y muy importante, en el caso que el tratamiento vaya a ser realizado por distintos profesionales, tiene que haber comunicación entre ellos para decidir todos los parámetros del tratamiento juntos, y así evitar futuros problemas. Es fundamental el diagnóstico de cada caso.

Otro aspecto importante es la pasividad de las restauraciones, si no se coloca una supraestructura de forma pasiva sobre los implantes, se generarán cargas nocivas sobre los mismos y esto hará que existan muchas posibilidades de que haya problemas en la prótesis y a la larga en esos implantes. Si no se espera el tiempo recomendable para cargar los implantes, estos pueden sufrir y fallar sin darnos opción a continuar el tratamiento.

Por todo ello, hay que tener en cuenta todas las pautas y fases a seguir y no saltarse ninguna para conseguir un tratamiento exitoso y evitar las posibles complicaciones.

Según Froum, las complicaciones se clasifican en: complicaciones mecánicas, fonéticas, estéticas y biológicas (Froum, 2010), añadiéndose una nueva complicación, por Agustín y cols, que serían las complicaciones higiénicas (Agustín, 2012).

Así, las complicaciones de los tratamientos con implantes se pueden clasificar en:

1. Complicaciones mecánicas:

- Aflojamiento del tornillo de fijación y del pilar: si un tornillo se afloja conlleva un movimiento del pilar y, poco a poco, este movimiento puede llegar a fracturar el tornillo, quedando atrapado en el interior del implante. Se encuentra en la literatura una tasa de fractura de tornillos rotos del 0,5-8% (Zembic, 2014). Si se quiere seguir usando ese implante habrá que sacar el fragmento roto para poder atornillar un tornillo nuevo y usar la misma prótesis.
- Descementado de la corona en prótesis cementadas o en cemento-atornilladas: en el caso de que se descementa una corona cementada sobre un implan-

te habrá que valorar el tipo de cemento utilizado, la altura del pilar y la oclusión como posibles causas de dicha descementación; este problema es de fácil solución pudiendo cementar de nuevo la corona.

- Fractura de implantes: si se fractura un implante quedando una parte dentro del hueso se tendrá que extraer el fragmento fracturado si se quiere volver a colocar un implante, esto conlleva una práctica muy agresiva, aunque hoy en día exista ya instrumental muy preciso para realizar este tipo de intervenciones (Sánchez, 2010).
- Fractura de los componentes de la prótesis: la mayoría de las veces son fracturas de la porcelana de la corona o de la resina de la supraestructura. También se pueden encontrar fracturas del tornillo de fijación como anteriormente se ha explicado.

2. Complicaciones fonéticas:

Problemas fonéticos tras la colocación de prótesis de arcada completa, sobre todo superiores, que puede deberse a la mala ubicación del arco dental ocupando el espacio que es para la lengua, dificultando así el habla del paciente. También pueden aparecer porque se escapa el aire por las troneras que no se han quedado tapadas por la encía debido a la mala posición de los implantes colocados, o por debajo de la estructura, como en las prótesis tipo híbridas.

Esta situación es reversible cuando se coloca una nueva prótesis mejor adaptada (Froum, 2010).

3. Complicaciones estéticas:

Los principales problemas estéticos ocurren a nivel de tejidos blandos, la aparición de espacios negros a nivel de las troneras es un desafío en este tipo de tratamientos sobre todo a nivel anterior. Si no se mantiene el nivel óseo, aumenta el riesgo de retracción de los tejidos blandos con la aparición de estos espacios negros indeseables a nivel estético (Tarnow, 1992 Golbano, 2005; Froum, 2010; Al- Dosari, 2016).

Es importante planificar el tratamiento teniendo en cuenta el contorno gingival, valorando las posibles recesiones que van a ser muy importantes en el resultado final, con especial atención en el grosor gingival y valorando la posición futura del implante antes de ser colocado.

Otros problemas estéticos se producen en casos donde se ha realizado una prótesis atornillada y las chimeneas de los tornillos salgan por zonas visibles, que al taparlas con composite no consigan el nivel estético que se requiere.

Se han descrito una serie de factores a tener en cuenta ya que pueden determinar un mayor riesgo estético (Golbano, 2005; Froum, 2010):

- Posición del implante: es difícil conseguir un buen perfil de emergencia y una restauración estética si el implante está mal colocado. Es importante una minuciosa planificación de la cirugía para evitar este problema.

- Momento de la implantación: la implantación diferida presenta mayor potencial de reabsorción ósea, por lo que en zonas estéticas es preferente la carga inmediata.
- Forma de la restauración: el reemplazo con coronas de forma triangular presenta un mayor riesgo estético que el reemplazo con coronas rectangulares.
- Biotipo gingival: en el biotipo periodontal fino hay mayor riesgo de recesión vestibular y pérdida de tejido interproximal después de la cirugía.
- Estado de los dientes adyacentes: los dientes naturales adyacentes con hueso proximal reducido en altura incrementan el riesgo de ausencia de papila. En el caso de que sean dientes adyacentes restaurados con coronas, hay un elevado riesgo estético de que, tras la cirugía, expongan los márgenes de la corona.
- Mantenimiento: la higiene es crucial para evitar la enfermedad gingival inflamatoria, que provoca una desviación del ideal estético debido a cambios en la forma, textura y color de la mucosa periimplantaria.

En la revisión de la literatura se encuentran las complicaciones estéticas con una incidencia del 7 al 10% (Goodacre, 2003; Jung, 2012), asociada a prótesis fijas y coronas individuales (Froum, 2010).

4. Complicaciones biológicas:

La higiene es fundamental en este tipo de tratamientos, el paciente debe cuidar todas las partes de su prótesis, tanto si es fija como si es removible. La pérdida de la higiene va a conllevar a una inflamación gingival con sangrado, mucositis y posterior periimplantitis que van a hacer peligrar el estado de los tejidos blandos provocando recesiones y zonas inflamatorias antiestéticas. También puede llegar a provocar la pérdida de los implantes con la consiguiente pérdida de la prótesis; se describe la incidencia de este tipo de complicación entre un 1% al 32% (Goodacre, 2003).

Existe mayor incidencia de mucositis y periimplantitis en las prótesis cementadas que en las atornilladas (Ferreiro, 2015).

5. Complicaciones higiénicas:

Hay que hacer los diseños de las prótesis de forma que se facilite su limpieza y así evitar el acúmulo de placa bacteriana. Esto estará ligado a la aparición de las complicaciones biológicas. Y es especialmente crítico en las zonas donde la restauración se apoya o contacta con los tejidos de la cresta edéntula en ciertos tipos de prótesis, como las prótesis híbridas o en las zonas pónicas.

Es muy importante conocer las distintas complicaciones, para contemplarlas durante la planificación y de esa forma evitar su aparición dándole al diagnóstico un enfoque multidisciplinar en el que a partir de la exploración clínica, exploraciones radiológicas, modelos, fotografías, y expectativas del paciente, el odontólogo elaborase un plan de tratamiento que recoja desde la preparación preproté-

sica, fase quirúrgica de colocación, revisiones, hasta el diseño, colocación de la prótesis definitiva y revisiones periódicas del tratamiento (Froum, 2010).

Dentro de todas las complicaciones, las más importantes por los problemas que pueden acarrear y la dificultad de su solución, son las complicaciones mecánicas. La complicación mecánica más frecuente en las restauraciones sobre implantes en el medio oral es el aflojamiento del tornillo de unión implante-prótesis (Adell, 1981; Sones, 1989; Jemt, 1991; Carlson, 1994; Henry, 1996; Goodacre, 1999).

El aflojamiento del tornillo es perjudicial y puede comprometer la integridad del conjunto implante-pilar y la salud de los tejidos periimplantarios; pudiendo llegar incluso a producirse una fractura del tornillo lo que nos llevará a una situación más difícil de solucionar.

Este aflojamiento o la fractura de los tornillos va a poder producirse según distintas variables:

1. *Falta de ajuste entre el pilar y la plataforma del implante.* La estabilidad de los tornillos de unión va a venir dada por la conexión hexagonal que tiene el pilar y que conecta con el implante. (Binon, 1995-1996; Solá-Ruiz, 2013). Este factor está muy influenciado por la calidad en la fabricación del pilar y la corona, si el ajuste no es correcto y no existe un buen ajuste pasivo, la creación de tensiones recaerá, sobre todo, en el tornillo que, primero se aflojará y finalmente se romperá.
2. *Configuración de la conexión del implante.* En la conexión externa, la altura limitada del hexágono no va a soportar las fuerzas laterales, y las va a transmitir al tornillo provocando su aflojamiento. En la conexión interna, hay una mayor resistencia al desalojo del pilar, hay una reducción de los micromovimientos y una mayor protección del tornillo por una mejor distribución de las cargas laterales en el interior de la conexión (Meng, 2007). Según Sailer, en una revisión realizada en 2009, en las restauraciones con pilares de conexión externa, es más frecuente observar el aflojamiento del tornillo de unión (Sailer, 2009).
3. *Material del pilar.* Los pilares de titanio son más elásticos que los fabricados con otras aleaciones y hacen que los tornillos se puedan deformar antes que se fracturen; los pilares cerámicos como son más rígidos hacen que se fracture antes el pilar que el tornillo (Att, 2006; Apicella, 2011; Kim, 2011).
4. *Material del tornillo.* Se han utilizado distintos materiales para la confección de los tornillos, y se ha comprobado que los tornillos de oro o recubiertos de oro reducen el aflojamiento de este y mejoran la fuerza de sujeción en comparación con los tornillos de titanio (Tsuge, 2009; Jörnégus, 1992; McGlumphy, 1998).
5. *Diseño del tornillo.* En los tornillos activos en toda su superficie, es decir con espiras en toda su longitud, se produce una deformación plástica en todo el tornillo mientras que en tornillos con tallo liso y espiras apicales se produce mayor deformación en la zona apical, donde se encuentran las espiras (Dhingra, 2013).
6. *Precarga del tornillo* (Martín, 2001; Siamos, 2002; Otorp, 2005; Park, 2010). La utilización de dispositivos mecánicos de aplicación de torque previene el

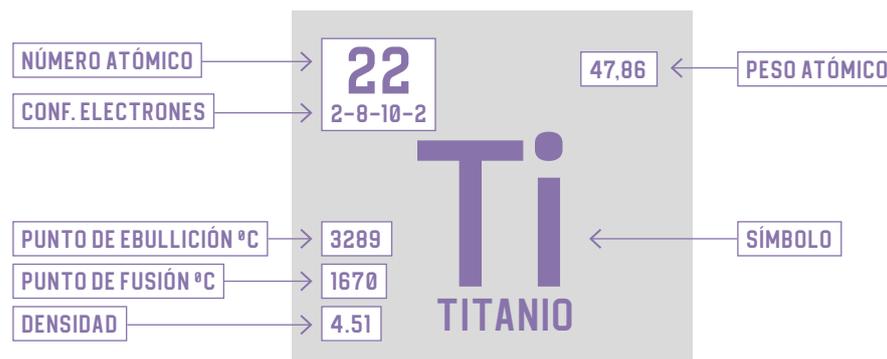
aflojamiento de modo recurrente en todos los casos (Cho, 2004). Si se aplica precarga y pasados 10 minutos damos de nuevo torque va a disminuir el aflojamiento de los tornillos (Yilmaz, 2015).

7. *Coronas individuales o coronas ferulizadas.* Los tornillos en coronas individuales sufren más estrés que en las coronas ferulizadas. (Clelland, 2010; Nissan, 2010).

2.8 EL TITANIO.

2.8.1 CARACTERÍSTICAS DEL TITANIO.

Fig. 14. → Características del titanio según la tabla periódica.



El titanio es uno de los materiales más abundantes de la corteza terrestre. Fue descubierto por William Gregor en 1791, en una mina de Cornualles al sur de Inglaterra. Más tarde, en 1795, Martin Heinrich Klaproth, un químico alemán, le dio el nombre de titanio, tomando como inspiración a los titanes de la mitología griega (ULMAFORJE.com).

Las características del titanio son (<https://conceptoabc.com/titanio/>) (Fig.14):

- **Propiedades físicas:**
 - Su punto de ebullición es de 3289° C.
 - Su punto de fusión es de 1670° C.
 - Es un metal refractario, es decir, resiste temperaturas extremas sin llegar a descomponerse.
 - Organolépticamente, el titanio presenta una coloración blanca-plateada, es duro, de textura metálica e inodoro.
 - El titanio se encuentra en estado sólido de forma natural. Esto, cuando está sometido a temperaturas y presiones normales.
 - Presenta una baja conductividad térmica y eléctrica.
 - Es un metal no ferromagnético, su estructura no le permite imantarse.
 - Densidad de 4507 kg/m³.
 - Presenta un índice de 6 en la escala de dureza de Mohs.
- **Propiedades químicas:**
 - Los estados de oxidaciones más comunes del titanio se obtienen entre los estados -1, +2, +3 y +4.

- El titanio en estado puro y el dióxido de titanio tienen baja toxicidad para los seres vivos. Aunque la inhalación del polvo de titanio y el contacto con la piel y los ojos puede irritar el tejido.
- Se oxidan lentamente al ser sometidos a elevadas temperaturas (superiores a los 600° C).
- Presenta una alta resistencia a la corrosión.
- A nivel atómico, posee 22 protones, 22 electrones y 26 neutrones.
- **Propiedades mecánicas:**
 - Es un material sumamente dúctil, de gran resistencia y rigidez, propiedades atractivas para diversas industrias.

El titanio no se ha utilizado hasta épocas recientes ya que debe extraerse de los diversos minerales que lo contienen, lo cual es costoso y complicado.

Sus primeros usos fueron en el área militar en la aviación, en los años 50 y 60, y posteriormente se ha ido extendiendo su uso a otras áreas muy distintas entre sí. Debido a su elevada fuerza y resistencia se van a utilizar en muchos sectores (Admin, 2019).

En el área de la náutica y aeronáutica, son muy demandados los elementos de titanio, sobre todo por su gran resistencia a la corrosión, lo que hace que sean muy fiables y duraderos, puesto que admiten muy bien el contacto con el agua y la superficie marina.

También podemos encontrar el titanio en otras áreas como el suministro industrial, motociclismo, ciclismo y el campo médico.

Dentro del campo médico lo encontramos en aplicaciones ortopédicas y dentales, así como en aplicaciones biomédicas como válvulas cardíacas o marcapasos.

Este material es altamente biocompatible, lo que hace que el organismo difícilmente lo rechace, muy resistente, duro y ligero por lo que será óptimo para utilizarlo con fines médicos.

La razón más importante para considerar el titanio el material ideal para los implantes es que en los tejidos vivos representa una superficie sobre la que el hueso crece y se adhiere al metal, formando un buen anclaje (Lozano, 2017).

Existen distintos grados de titanio puro:

- Grado 1: Es el más suave y el más dúctil de estos grados. Posee la mayor formabilidad, excelente resistencia a la corrosión y alta resistencia al impacto.
- Grado 2: Es un poco más fuerte que el grado 1, dando una mejor combinación de resistencia, ductilidad y soldabilidad.
- Grado 3: Es el menos utilizado de los titanios puros.
- Grado 4: Es el más fuerte de los cuatro grados de titanio comercialmente puro.

Y luego existe el titanio en aleación que va a dar lugar a otros grados del titanio encontrando hasta 38 grados de titanio con distintas aleaciones.

El titanio grado 4 es el más utilizado para implantes dentales ya que sus propiedades mecánicas son mejores que las del resto de grados puros. A partir del grado 5, el titanio se encuentra en aleación con otros metales. Es el más comúnmente utilizado de todas las aleaciones de titanio y representa el 50 por ciento del uso total del titanio en todo el mundo (SMP).

El titanio (Ti) tiene una densidad de $4,7 \text{ g/cm}^3$, y funde a 1.668°C . Es resistente a la corrosión, y posee buenas propiedades mecánicas a altas temperaturas, alta resistencia a la tracción, dúctil, mecanizable y forjable. Se oxida rápidamente, formando una fina película, denominada *alpha case*, que protege la pieza.

Las características del titanio hacen que este sea un buen material para su uso en los tornillos:

- Resistencia: a la corrosión, a los choques y alto punto de fusión.
- Dureza: proporciona un alto grado de dureza y densidad.
- Ductilidad: esto hace que se pueda ejercer gran fuerza en ellos sin que se rompan.
- Maleabilidad: permite muchas configuraciones.
- Ligero: alta relación resistencia/peso.

2.8.2 USO DEL TITANIO.

Los tornillos de titanio son actualmente uno de los suministros industriales más demandados en el mercado.

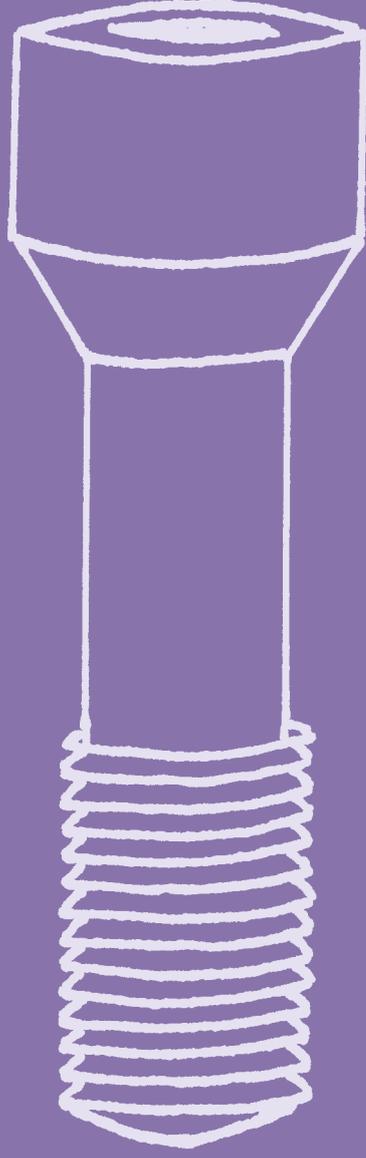
En el área odontológica el titanio se utiliza para fabricar los implantes (titanio puro grado 4), tornillos (titanio grado 5, que ya es una aleación) y alambres de ortodoncia (aleaciones Ni-Ti) (Gil, 1993). El titanio se utiliza también para la confección de las prótesis, que irán posteriormente recubiertas por un material estético (aleación de titanio).

El titanio lo podemos usar de forma pura, que se clasificaría en grado 1,2,3 y 4 o bien en forma de aleaciones. Los cuatro grados del titanio puro, que se van a poder utilizar para los implantes dentales van a variar en el contenido de impurezas que tengan (oxígeno, nitrógeno, carbono, hidrógeno y hierro) que son las que controlan sus propiedades mecánicas.

La baja densidad del titanio, $4,7 \text{ g/cm}^3$ comparada con $7,9 \text{ g/cm}^3$ del acero inoxidable AISI 316, $8,3 \text{ g/cm}^3$ de la aleación CoCrMo y $9,2 \text{ g/cm}^3$ de la CoNiCrMo, junto a sus buenas propiedades mecánicas y su excelente resistencia a la corrosión, hacen del titanio un biomaterial de gran interés para su aplicación en implantes quirúrgicos (Gil, 1993). También es importante decir que estas aleaciones de titanio presentan un módulo elástico menor que los aceros inoxidables o las de CoCr disminuyendo así un posible efecto de atrofia o reabsorción ósea en el hueso cercano al biomaterial implantado (Niinomi, 2008).

La aleación más recomendada es el titanio grado 5 (Ti6Al4V) con una resistencia a la fractura por encima de 920 MPa. Este va a ser el material de elección para la fabricación de los tornillos en implanto-prótesis. ■

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS



3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

3.1 JUSTIFICACIÓN.

Este estudio se ha llevado a cabo para analizar y conocer las posibilidades que existen de extraer tornillos fracturados dentro de los implantes, debido a que es una complicación que se está observando muy frecuentemente en la actualidad y no hay literatura acerca de este tema (Zembic, 2014).

Hoy en día existe un aumento de las complicaciones en los tratamientos implanto-protésicos. Esto se debe al aumento del número de estos, que se realizan cada vez con más frecuencia en las clínicas dentales. Existe una gran demanda de los mismos debido al aumento de la tasa de edentulismo en una población que tiene cada vez una esperanza de vida más larga y una mayor exigencia estética y funcional.

Por otro lado, hay gran número de profesionales que colocan implantes de forma rutinaria, sin experiencia previa, que hacen aumentar el número de estas complicaciones.

En este estudio se va a analizar la complicación mecánica que deriva de unas fuerzas dañinas sobre el implante que llegan a provocar la fractura del tornillo de unión en su interior. Esta complicación nos lleva a la necesidad de reparación de la misma para poder utilizar de nuevo el implante con la misma prótesis que llevaba simplemente cambiando el tornillo por uno nuevo.

El aflojamiento o fractura del tornillo puede deberse a una falta de ajuste pasivo, fuerzas oclusales excesivas o a diseños en cantiléver de las prótesis (Asvanund, 2011; Shemtov-Yona, 2014; Haidar, 2020). El porcentaje de fracturas de tornillo varía del 0% al 10,4% en estudios con seguimiento de 5 años (Papaspriidakos, 2012; Sailer, 2012; Vanlioğlu, 2013). Solo se ha encontrado un estudio con tiempo de seguimiento mayor a 20 años, el cual indica una incidencia de 29% en fracturas de tornillo (Dhima, 2013).

No se han encontrado más estudios de este tipo que nos indiquen que este tipo de complicaciones está aumentando, aunque debido a las razones que antes hemos mencionado, como el aumento de tratamientos sobre implantes que se realiza actualmente y la falta de experiencia de muchos clínicos, se puede suponer que este tipo de complicaciones va a verse aumentado en la actualidad.

Por todo esto y por la escasa literatura existente, en la Unidad Docente de Prostodoncia y Oclusión de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València, se planteó este estudio con la finalidad de conocer los métodos existentes en el mercado, así como su funcionamiento y éxito, para solucionar el problema que nos causan los tornillos que se fracturan dentro de los implantes.

Siempre se ha utilizado el sistema convencional con el uso de sonda y ultrasonidos para intentar eliminar el tornillo fracturado, pero hoy en día, existen muchos métodos de extracción mecánicos de fragmentos de tornillos rotos, aunque hay poca evidencia científica sobre cuál es el más efectivo, por lo que son necesarios estudios clínicos e *in vitro*, que prueben la efectividad de los diferentes métodos.

3.2 OBJETIVOS.

El objetivo principal de esta investigación fue evaluar *in vitro* la efectividad de los sistemas mecánicos de extracción de tornillos fracturados en implanto-prótesis.

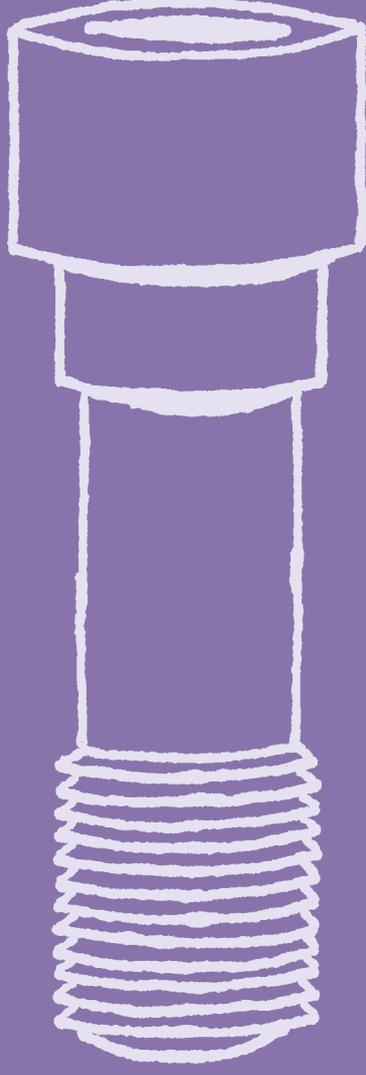
Los objetivos específicos planteados fueron los siguientes:

1. Evaluar el sistema de extracción convencional en comparación con el mecánico.
2. Evaluar qué sistema de extracción mecánico es más efectivo.
3. Evaluar el tiempo requerido para extraer los tornillos fracturados.
4. Evaluar si la condición de movilidad o inmovilidad previa del tornillo es un factor determinante para el éxito de su extracción.
5. Evaluar la extracción del tornillo en función del tipo de fractura.
6. Evaluar la afectación de la rosca interna en los tornillos eliminados.
7. Analizar si la experiencia del clínico en prótesis sobre implantes es un factor determinante para la extracción de los tornillos fracturados.
8. Evaluar la satisfacción del operador en la retirada de los tornillos fracturados con el protocolo de extracción mecánico, con los distintos extractores.

3.3 HIPÓTESIS DE TRABAJO.

- **H1:** El sistema de extracción mecánico de tornillos fracturados será más efectivo que el convencional.
- **H2:** Los sistemas convencionales y mecánicos de extracción de tornillos no dañarán la rosca interna de los implantes.
- **H3:** La localización de la fractura del tornillo influirá en su extracción.
- **H4:** Los tornillos fracturados que presentan movilidad previa serán más rápidos y sencillos de extraer.
- **H5:** La experiencia del operador en la práctica sobre implantes será importante a la hora de conseguir sacar el tornillo roto. ■

4. MATERIAL Y MÉTODO



4. MATERIAL Y MÉTODO

El objetivo de este trabajo fue analizar las herramientas clínicas que tenemos en el mercado para retirar los tornillos implanto-protésicos fracturados en el interior de la rosca de implantes oseointegrados. En este estudio *in vitro* se han simulado materiales y métodos de la manera más similar a las condiciones orales, para poder extrapolar los resultados a la actividad clínica odontológica.

4.1 MATERIAL.

4.1.1 DISEÑO Y CONFECCIÓN DE LOS ESPECÍMENES.

4.1.1.1 Implante.

Se utilizaron 180 implantes de conexión interna hexagonal Sweden&Martina® Khono (Sweden&Martina SPA. Padova, Italia) (Fig.15). Las dimensiones de los implantes fueron de 4,25 mm de diámetro y 11,5 mm de longitud.

Este implante posee unas características que aumentan la estabilidad primaria y evitan traumas en el hueso después de la carga como son la presencia de una rosca que tiene un paso de 1 mm, un perfil cónico en dirección apical y convexo en dirección coronal.

El diseño de las incisiones apicales, el ángulo de corte y la disminución progresiva del diámetro del cuerpo del implante, aumentan la capacidad de penetración del implante en el hueso, garantizando una buena funcionalidad de auto-roscado.



← Fig. 15.
Implante
Sweden&Martina®
Khono.

Son implantes de titanio con la superficie del implante de ZrTi, un sustrato de última generación obtenido por sustracción a través del arenado con óxido de circonio y grabado con ácidos minerales. Esto además de aumentar la superficie

de contacto hueso-implante, favorece la proliferación y diferenciación celular durante los procesos de neo-osteogénesis y estimula la angiogénesis a distancia.

4.1.1.2 Pilar.

Se usaron 180 pilares prefabricados de titanio (Sweden&Martina®) (Fig.16). Fueron pilares rectos, sin angulación, de 10 mm de altura total, 8 mm de altura clínica y 4,10 mm de diámetro en la zona de conexión.

Fig. 16. →
Pilar prefabricado de titanio Sweden&Martina® (E-MD-410-502).



Son pilares prefabricados en titanio grado 5 con un tratamiento superficial de nitruro de titanio, que han sido sometidos a un proceso de pasivado controlado que lleva consigo la variación de su color superficial: el resultado es un característico color amarillo pajizo dorado. Este color, habiéndose obtenido mediante un proceso de oxidación, y por tanto, sin ningún tipo de revestimiento, permite combinar las ventajas de una superficie muy biocompatible con reconstrucciones protésicas de alto valor estético.

4.1.1.3 Tornillo.

Se usaron 180 tornillos de fijación de titanio grado 5 de 2 mm de diámetro, con cabeza hexagonal y rosca en V desde el cuello hasta el ápice, esto lo hace activo en toda su superficie (Fig.17).

Fig. 17. →
Tornillo de titanio Sweden&Martina®.



Se atornilló de forma manual y posteriormente se le dio 30 Ncm de torque con una llave para implante dental de carraca dinamométrica Zimmer Dental® (Zimmer Biomet, Florida, USA) (Fig.18).



← Fig. 18.
Llave para implante dental de carraca dinamométrica Zimmer Dental®.

Estos tornillos tienen una rosca métrica ISO, que se denomina según las normas ISO68-1 e ISO 965-1. Es de diseño cilíndrico y está formado por un filete helicoidal en forma de triángulo equilátero con crestas truncadas y valles redondeados. El ángulo que forma los flancos del filete es de 60° , y el paso, medido en milímetros, es igual a la distancia entre los vértices de dos crestas consecutivas.

4.1.1.4 Confección del modelo maestro.

Siendo el objetivo de este trabajo el estudio de la sistemática para la retirada de tornillos rotos en implantes, se necesitaron muestras de implantes con tornillos fracturados en su interior. Se siguieron diversos pasos estandarizados para conseguir que las muestras del complejo pilar-tornillo-implante fueran idénticas, con la pretensión de evitar cualquier tipo de variable que pudiese influir en las características de la fractura.

Para realizar el estudio de resistencia a la fractura se siguieron las especificaciones de la norma UNE EN ISO 14801:2007. El objetivo de la norma ISO 14801 es presentar una serie de criterios a tener en cuenta a la hora de realizar un proceso de fatiga de implantes endoóseos y sus componentes protésicos y conseguir resultados por encima del caso más desfavorable.

Para cumplir la normativa ISO 14801 se siguieron las siguientes características:

- Colocación del espécimen en un ángulo de $30^\circ \pm 2^\circ$.
- Montaje de los especímenes en una resina epoxi con un módulo de elasticidad de 3 GPa o superior.
- Simulación de una pérdida ósea periimplantaria dejando 3 mm del implante expuesto, desde el cuello del implante en sentido corona-apical.

Una vez seleccionado el implante a utilizar en el estudio, procedimos a confeccionar el modelo maestro con cada uno de los implantes colocados en una misma posición y angulación dentro de una probeta. Para ello, utilizamos una llave colada que nos permitió estandarizar la posición de la muestra (Fig.19b). Esta herramienta la realizó un laboratorio protésico que enceró y coló, en CrCo, una llave a medida para nuestra investigación, la cual incluía un pilar adherido a ella al que atornillaríamos cada uno de los implantes. Esta llave nos permitió

colocar los implantes tal y como indica la norma ISO 14801, en el centro de la probeta con una angulación de $30\pm 2^\circ$ sobre la vertical de aplicación de la carga (Fig.21b). La llave colada estaba realizada con la altura adecuada que nos permitía colocar el pilar sobre el implante y así embutir el implante dejando los $3\pm 0,5$ mm coronales fuera de la resina para simular una reabsorción ósea, ya que los fallos en los componentes de los implantes se asocian a la reabsorción ósea crestal.

Una vez atornillado el implante al pilar adherido a la llave (Fig.20a y 20b), rellenamos las probetas de nylon con una resina epoxi Exakto-Form® (Bredent GmbH & Co.KG, Senden, Alemania) (Fig.21a), respetando los tiempos de trabajo recomendados por el fabricante. Se trataba de una resina de dos componentes a base de poliuretano que se mezclaban en una proporción 1:1 hasta conseguir una mezcla homogénea. Se vertió en el interior de las bases plásticas dejando los 3 mm coronales del implante sin embutir.

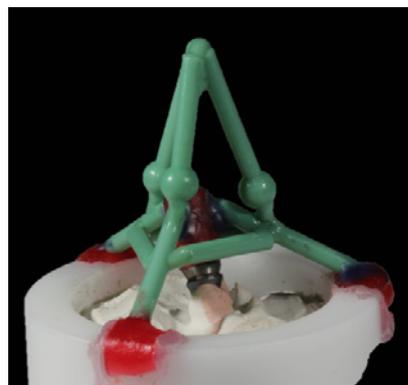
Para obtener una correcta distribución del material dentro de la base plástica, nos ayudamos de un vibrador de escayola. El tiempo de polimerización de la resina fue de 45 minutos. Según la norma ISO 14801, el material de fijación debe tener un módulo de elasticidad mayor de 3 GPa, siendo el valor del módulo de elasticidad de la resina epoxi utilizada de 3,9 GPa.

Tras los 45 minutos de polimerización, retiramos la llave colada desatornillando el pilar. Los especímenes que presentaron algún defecto en el rellenado de las probetas fueron descartados para el estudio. En estos casos, se procedió a la repetición del vaciado de las probetas con resina epoxi.

Una vez fijados todos los implantes en la resina, eliminamos las probetas y atornillamos todos los pilares a los implantes primero de forma manual y luego mediante la aplicación de un torque de 30 Ncm con una llave para implante dental de carraca dinamométrica Zimmer Dental® (Zimmer Biomet, Florida, USA) (Fig.22a y 22b).

Fig. 19a. →
Patrón de cera de la llave con la angulación de $30\pm 2^\circ$ requerida por la norma ISO-UNE 14801:2007, para su posterior colado.

Fig.19b →
Llave ya colada.



a



b



a



b

← Fig.20a.

Llave colada colocada sobre la probeta de nylon, con vástago de acero que actúa de sistema antirrotacional.

Fig.20b.

Llave colada con el implante atornillado.



a



b

← Fig.21a.

Componentes A y B de la resina epoxi Exakto-Form®.

Fig.21b.

Implante embebido en probeta de nylon con una angulación de $30^{\circ} \pm 2^{\circ}$ sobre la vertical de aplicación de la carga.



a



b

← Fig.22a.

Muestra sacada de la probeta de nylon.

Fig.22b.

Pilar atornillado al implante.

4.1.2 CARGA CÍCLICA.

Una vez fueron montados todos los complejos implanto-pilar, el siguiente paso fue conseguir la fractura de los tornillos de fijación puesto que, el objetivo final del trabajo fue evaluar la efectividad del método mecánico de extracción de tornillos fracturados en implanto-prótesis. Así pues, se sometieron a fatiga los pilares

y los tornillos utilizando una máquina simuladora de la masticación y posteriormente se les aplicó una carga estática hasta conseguir su fractura.

El ensayo de fatiga se realizó en una máquina SD Mechatronik®, Chewing simulator CS-4 (SD Mechatronik, Rosenheim, Alemania), que simula la masticación (Fig.23). Para evitar los movimientos de las muestras durante el funcionamiento de esta se hizo lo siguiente: primero, las probetas que contendrían los especímenes se adaptaron mediante una llave de Allen y, después, se fijaron a la base de la máquina con unos tornillos que a la vez encajaban a la perfección con la base del complejo cilindro-pilar-implante, evitando así todo tipo de movimiento.



Fig. 23. → Masticadora con dos cámaras de muestra.

Las muestras fueron orientadas en la misma dirección en la cámara de muestra y las varillas encargadas de aplicar la carga se fijaron a los pilares.

En este estudio se aplicó una carga de 80 Ncm, la cual fue proporcionada por unos pesos cilíndricos perforados en el centro, que se colocaron y adaptaron en la parte superior de las varillas, a modo de arandela.

La carga se aplicó en la parte superior del pilar, con un ángulo de 30°, gracias a la forma en la que se habían confeccionado las muestras, tal y como indica la normativa ISO 14802:2007 (Fig.24).

Se sometió cada muestra a 60.000 ciclos, que se impartían con una frecuencia de 2Hz. La velocidad de aplicación de la carga fue de 40 mm/s.



Fig. 24. → Carga aplicada en la parte superior del pilar.

4.1.3 ENSAYO DE CARGA POR COMPRESIÓN PARA LA FRACTURA DE LOS TORNILLOS.

Tras someter a las muestras a un ensayo de fatiga, estas se sometieron a carga estática de compresión con el objetivo de fracturar los tornillos. El ensayo se llevó a cabo mediante la máquina de carga estática Shimadzu® AG-100KN (Shimadzu corporation, Kyoto, Japón) (Fig.25), con una célula de carga de 100 KN y una velocidad de avance de cruceta del brazo aplicador de carga de 0.5 mm/min.



← Fig. 25.
Máquina de carga
estática Shimadzu®
AG-100KN.

La máquina de carga estática Shimadzu® AG- 100KN está compuesta por:

- Brazo aplicador de carga. Compuesto por un cilindro de compresión que va unido a la célula de carga (100KN). Este aplicador fue plano metálico de acero.
- Mesa de anclaje para las muestras. Se fija a la base de la máquina y permite mover la muestra para un correcto ajuste.
- Mando de ajuste. Permite el desplazamiento y ajuste del brazo aplicador de carga antes del inicio del ensayo.
- Cámara de video. Permite grabar el ensayo desde que el brazo aplicador de carga entra en contacto con la muestra hasta el fallo de la misma.
- Puertas de seguridad. Evitan accidentes y pérdida de fragmentos de las muestras en caso de rotura de las mismas.
- Computadora y software. Dirigen las acciones de la máquina y almacenan e interpretan los datos obtenidos en el ensayo.

Las muestras permanecieron sujetas a la mesa de anclaje mediante tornillos, evitando todo tipo de desplazamiento durante el ensayo. Luego, se ajustaba la distancia entre el brazo aplicador de carga y la muestra.

El aplicador de carga descendía sobre la muestra con una velocidad de avance de cruceta de 0,5 mm/min hasta que se producía la fractura del tornillo.

Una vez fracturados los tornillos (Fig.26), se procedió a la clasificación de las muestras según el tipo de fractura (tercio coronal, medio y apical) con la ayuda de un microscopio óptico y se llevó a cabo la composición de los grupos de ensayo.



Fig. 26. → Fractura del tornillo en el interior del implante.

4.1.4 CLASIFICACIÓN Y DISTRIBUCIÓN DE LOS GRUPOS.

4.1.4.1 Tipos de fracturas.

Una vez fueron montados todos los complejos implanto-pilar, el siguiente paso fue conseguir la fractura de los tornillos de fijación puesto que, el objetivo final del trabajo fue evaluar la efectividad de los métodos de extracción de tornillos fracturados en implanto-prótesis. Así pues, se sometieron a fatiga los pilares y los tornillos, utilizando una máquina simuladora de la masticación y posteriormente se les aplicó una carga estática hasta conseguir su fractura.

Una vez fracturados los tornillos, las 180 muestras fueron observadas con microscopio óptico, Photomakroskop M400 (Wild Heerbrugg, Suiza), para determinar a qué nivel habían ocurrido las fracturas y se clasificaron en fracturas del tercio coronal, tercio medio y tercio apical (Tabla 2).

- Fractura tercio coronal: cuando la fractura había ocurrido justo en la unión de la cabeza del tornillo con el comienzo de la rosca.
- Fractura tercio medio: cuando se observaba la fractura a la mitad de la rosca interna del tornillo.
- Fractura tercio apical: cuando la fractura estaba más lejana de la mitad de la rosca interna.

	TOTAL	
	N	%
Total	180	100,0%
coronal	93	51,7%
medio	63	35,0%
apical	24	13,3%

← **Tabla 2.**
Clasificación de las muestras según el tipo de fractura.

4.1.4.2 Distribución de las muestras. Operadores.

Las 180 muestras fueron numeradas del 1 al 180 y para su distribución entre los operadores se usó un generador de números aleatorios sin repetición (<http://www.alazar.info/>). Los números aleatorios son en realidad pseudoaleatorios que no nos muestran ningún patrón o regularidad aparente desde un punto de vista estadístico; ya que estas secuencias son obtenidas con fórmulas matemáticas.

En el generador se crearon números aleatorios del 1 al 180 y en tres bloques de 60, adjudicándose uno de estos bloques a cada operador participante en el trabajo.

El estudio contó con tres operadores: un alumno de posgrado, un odontólogo general que no hace tratamientos sobre implantes y un odontólogo especializado en implantes. El estudio se controló por un examinador que observaba las extracciones y recogía los datos.

De las 60 muestras destinadas a cada operador, se realizó un nuevo reparto para cada sistema de extracción utilizado: grupo de 15 muestras para el método convencional, grupo de 15 muestras para el método mecánico Rhein83[®], grupo de 15 muestras para el método Sanhigia[®] y grupo de 15 muestras para el método Phibo[®] (Tabla 3).

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83 [®]		SANHIGIA [®]		PHIBO [®]	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	180	100,0%	45	25,0%	45	25,0%	45	25,0%	45	25,0%
Op. 1	60	33,3%	15	8,3%	15	8,3%	15	8,3%	15	8,3%
Op. 2	60	33,3%	15	8,3%	15	8,3%	15	8,3%	15	8,3%
Op. 3	60	33,3%	15	8,3%	15	8,3%	15	8,3%	15	8,3%

← **Tabla 3.**
Reparto de las muestras a cada operador según el método de extracción a utilizar.

4.2 MÉTODO.

4.2.1 MÉTODOS DE EXTRACCIÓN DE LOS TORNILLOS ROTOS.

Para la extracción de los fragmentos rotos se utilizaron cuatro métodos distintos, uno convencional y tres mecánicos usando tres tipos de kits de extracción. Durante la extracción de los tornillos, el examinador fue rellenando las tablas descritas anteriormente.

4.2.1.1 Método Convencional.

Se denomina extracción convencional a aquella extracción llevada a cabo mediante instrumental de uso diario en la clínica. Los ejemplos de material más utilizados para ello son la sonda convencional de exploración (Fig.27) y el aparato de ultrasonidos (Fig.28). Se utilizan sin un protocolo establecido; lo normal es utilizar primero la sonda para verificar si el fragmento está aún con torque o se ha quedado suelto, si no se mueve pasaríamos a utilizar los ultrasonidos para ver si con la vibración de los mismos encima del fragmento y haciendo movimientos circulares en contra de las agujas del reloj es posible soltar el tornillo y así, luego, con la sonda poder desatornillarlo.

Tomaremos como método convencional cualquier maniobra que se realice con el instrumental de uso diario en clínica, que no necesite motor y que no tenga como fin la extracción de tornillos en su uso habitual.

Fig. 27. →
Uso de la sonda.



Fig. 28. →
Uso del sistema de ultrasonidos.



4.2.1.2 Método Mecánico.

Denominamos método mecánico aquel que va a utilizar fresas especialmente diseñadas para la extracción del fragmento. Contaremos, para este estudio, con tres kits de extracción que se explican a continuación:

4.2.1.2.1 Kit Rhein83® (Rhein83, Bolonia, Italia).

El kit extractor de Rhein83® es un sistema utilizado para extraer un fragmento de un tornillo fracturado en el interior de un implante, siempre y cuando este no

esté fijado con algún tipo de cemento o resina que haga imposible que el tornillo se pueda desatornillar del interior del implante.

Este kit cuenta con una fresa para poder desatornillar el trozo roto, pero también cuenta con otra fresa que va a permitir destruir por completo el fragmento fracturado sin tocar la rosca interna del implante gracias a la guía que trae el kit. Esta guía encajará perfectamente en la cabeza de nuestro implante permitiendo pasar la fresa por su interior e impidiendo que, al utilizarla, se dañen las paredes internas del implante, manteniendo así la rosca intacta. Esta guía se puede fabricar para cualquier tipo de implante, sea la conexión que sea, permitiendo individualizar así el tratamiento.

En este estudio vamos a analizar la eficacia de esa primera fresa que nos va a permitir sacar el fragmento roto desatornillándolo del interior del implante.

Componentes y accesorios (Fig.29):

- *Escariador de agarre* (Ref. 68oFA): Esta fresa está disponible en dos longitudes, una de 17mm y otra de 25mm. En ambos casos la punta de la fresa tiene una garra especial, que permite enganchar el fragmento residual del interior del implante y al hacer movimiento antihorario logra desatornillar el trozo de tornillo roto. Presenta unos indicadores de profundidad en forma de muescas que nos muestran el progreso de la extracción del tornillo. La fresa posee, además, un accesorio universal para ser utilizada en contra-ángulo o manualmente encajándola en el mango que tiene el kit.
- *Fresa de corte inverso* (Ref. 68oFS): Diseñada para taladrar en el tornillo con una punta helicoidal de 1.2 mm cortada hacia la izquierda. Tiene un accesorio universal para ser utilizada en contra-ángulo. Los indicadores de profundidad en esta fresa sirven para verificar el progreso de desgaste o extracción del tornillo.
- *Dispositivo de centrado o guía*: Accesorio manual que encaja perfectamente en la cabeza del implante y se utiliza en combinación con ambas fresas para evitar tocar la rosca interna del implante con ellas cuando se están utilizando. Cada modelo de implante dispone de una de estas guías individualizada para un encaje perfecto.
- *Extensión*: Mango donde podemos colocar la fresa escariadora para utilizarla manualmente.



← Fig. 29.
Componentes kit
Rhein83®.

Secuencia de uso de la fresa escariadora de agarre:

- Primer paso: Colocar la guía de centrado sobre la cabeza del implante comprobando que ajusta perfectamente. Sujetar la guía con los dedos para evitar que se desaloje.
- Segundo paso: Insertar la fresa escariadora en el mango, para poder utilizarlo de forma manual, introducirlo a través de la guía hasta lograr el contacto con el fragmento roto. Se observará como las muescas del instrumento se esconden dentro del implante.
- Tercer paso: Realizar un movimiento de giro anti-horario y a presión constante, sin dejar de mantener la guía en su lugar. Tras unos cuantos giros, las muescas del escariador deben reaparecer, eso significará que hemos logrado desenroscar el fragmento.
- Cuarto paso: Quitar la fresa y la guía, que contendrá el tornillo, o en caso de que permanezca en el interior del implante se podrá quitar tirando un poco de aire de la manguera del equipo o utilizando una sonda en sentido antihorario.

En caso de que no hayamos podido eliminar el fragmento de forma manual, pasaremos a utilizar la fresa de agarre con el contraángulo verde (reductor 20:1) (Fig.30), insertándolo de igual manera a través de la guía. Con el motor parado tocaremos con la punta de la fresa el fragmento, y entonces lo activaremos en sentido antihorario a 1000-2000 rpm, y a la vez ejerceremos un poco de presión para ayudar al agarre de la fresa al fragmento. Igual que en la forma manual, el fragmento puede salir enganchado a la fresa o en la guía, pero si no es así lo acabaremos de sacar mediante una fresa o un poco de aire de la jeringa del equipo.

Fig. 30. →
Utilización fresa escariadora con contraángulo verde reductor y guía para su utilización por su interior.

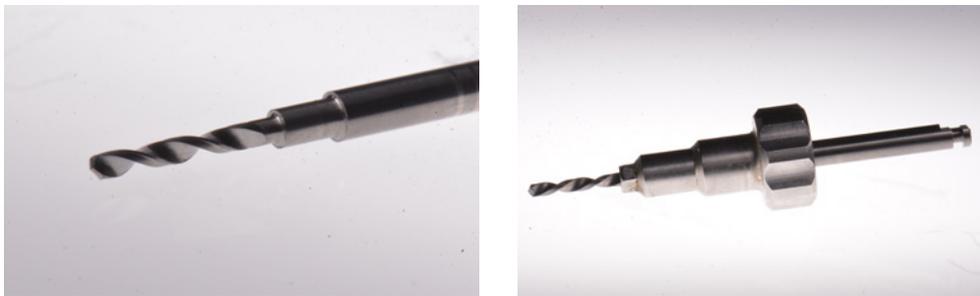


Secuencia de uso de la fresa de corte inverso (Fig.31):

Se optará por la fresa especial de corte en aquellos casos en que el fragmento roto se encuentre bloqueado y sea imposible extraerlo mediante la fresa escariadora de agarre.

- Primer paso: Colocar la guía en la cabeza del implante y sujetarla con los dedos para que no se mueva.

- Segundo paso: Colocar la fresa en el contraángulo verde (reductor 20:1). Introducir la fresa, a través de la guía, hasta su contacto con el tornillo.
- Tercer paso: Cuando la fresa toque el tornillo, accionar el contra-ángulo en el sentido contrario al de las agujas del reloj a una velocidad de 500-600 rpm aproximadamente, aplicando presión sobre el fragmento. Es importante que la fresa de corte se mueva de arriba a abajo de forma intermitente para evitar sobrecalentar la fijación, de vez en cuando sacaremos la fresa y refrigeraremos con agua, así iremos eliminando los restos del tornillo que estamos destruyendo.
- Cuarto paso: Una vez eliminado el tornillo, lavaremos el agujero con agua y aire a presión con tal de eliminar las virutas residuales.



← Fig. 31.
Fresa de corte para la destrucción del fragmento roto.

En el presente estudio se va a utilizar la fresa escariadora, bien de forma manual, bien con contraángulo. Para poder comparar con los otros sistemas, no utilizaremos la fresa de corte en este estudio puesto que vamos a estudiar la extracción del tornillo desenroscándolo, no su destrucción, ya que los otros kits no cuentan con esta fresa destructora.

4.2.1.2.2 Kit MCT Sanhigia® (Sanhigia, Zaragoza, España).

Composición (Fig. 32):

- *Guías*: en este kit, existen distintas guías universales para las distintas cabezas de implante, permitiendo la colocación de la fresa a través de ellas, impidiendo así tocar las paredes del implante. El kit cuenta con 13 guías distintas, que ya están prefabricadas y se corresponden con distintas cabezas de implantes del mercado. Para el estudio se utilizó la guía TSV 3.7/4.7, que es la que adaptaba en la cabeza del implante utilizado.
- *Soporte de la guía*: dentro de este soporte de mano introduciremos la guía por donde irá la fresa, así podremos mantenerla fija y evitaremos que se dañe el interior de la rosca del implante.
- *Mango*: para poder utilizar de forma manual la fresa.
- *Drill perforador*: utilizado para poder crear una perforación en el fragmento del tornillo roto.

- *Drill espirado*: para posicionarlo en la perforación creada con el drill anterior y lograr desenroscar el fragmento roto.

Fig. 32. →
Componentes del
kit Sanhigia®.



Secuencia de uso:

- Primer paso: Escoger la guía adecuada según la conexión del implante.
- Segundo paso: Colocar la guía y mantenerla sujeta con el soporte de la guía (SRG-H). Se selecciona la guía según la conexión del implante. En este estudio se utilizó la guía TSV 3.7/4.7.
- Tercer paso: conectar el drill y usarlo intentando crear una perforación en el tornillo introduciéndolo a través de la guía que tenemos sujeta, se usa a una velocidad de 1200-2000 rpm con el motor en sentido horario (Fig.33).
- Cuarto paso: quitar la guía y con el drill espirado, a una velocidad de 50-80 rpm, fresar en sentido antihorario (Fig.34).

Fig. 33. →
Utilización fresa
perforadora del
kit Sanhigia® con
contraángulo verde
reductor.



Fig. 34. →
Utilización drill
espirado del kit
Sanhigia® con
contraángulo verde
reductor.



4.2.1.2.3 Kit Phibo® (Phibo, Barcelona, España).

Composición (Fig.35):

- *Fresa de bola*: la punta activa de la fresa es de carburo de tungsteno, mientras que la caña es de acero inoxidable. Con esta fresa realizaremos una hendidura en el fragmento para posteriormente colocar la fresa piramidal en ella y conseguir eliminar el fragmento.
- *Fresa piramidal*: fresa de acero inoxidable, según recomendaciones de la norma ASTM F899. Usaremos la fresa en sentido antihorario para eliminar el fragmento del tornillo roto.



← Fig. 35.
Componentes del
kit Phibo®.

Secuencia de uso:

- Primer paso: Fresar con bola inicial (Fig.36): La colocamos en el contraángulo verde (reductor 20:1). Se utiliza con rotación del motor quirúrgico en sentido horario a una velocidad máxima de 850 rpm, refrigerando la fresa e implante con irrigación abundante hasta realizar una hendidura con la profundidad suficiente para poder anclar posteriormente la fresa piramidal.
- Segundo paso: Clavar la punta del elemento piramidal sobre la zona fresada del fragmento de tornillo y presionar con fuerza hacia el interior del implante para conseguir clavar la punta, usar la fresa a 15 rpm con el contraángulo verde (reductor 20:1), con rotación del motor quirúrgico en sentido antihorario y refrigeración abundante (Fig.37).



← Fig. 36.
Utilización fresa de
bola del kit Phibo®
con contraángulo
reductor verde.

Fig. 37. →
Utilización fresa
piramidal del
kit Phibo® con
contraángulo
reductor verde.



A cada operador se le entregaron 3 fresas de cada kit para utilizar con sus 15 muestras, utilizando 1 fresa por cada 5 muestras. El uso de cada fresa se hizo de forma aleatoria en las muestras. Se decidió esta cantidad puesto que en las pruebas a partir de la quinta muestra las puntas de las fresas se veían desgastadas.

4.2.2 VALORACIÓN DE LA ROSCA INTERNA DEL IMPLANTE.

Una vez extraídos los fragmentos rotos, se comprobó la afectación de la rosca interna del implante, porque es muy importante poder atornillar de nuevo un tornillo para que la prótesis funcione perfectamente y el resultado sea un éxito.

Para ello, se colocó un pilar sobre el implante y se dispuso un tornillo nuevo, igual al fracturado, en el implante. Si este tornillo entraba con suavidad y sin resistencia y se podía ejercer un torque sobre él sin deformación ni rotura del mismo, se aceptaba como buena la rosca. Si, por el contrario, se encontraba algún tipo de resistencia al atornillarlo, era imposible colocarlo o se deformaba o fracturaba al darle torque, se daba por afectada esa rosca interna.

4.2.3 ENCUESTA DE SATISFACCIÓN.

Actualmente la satisfacción de los profesionales durante el desarrollo de su actividad, se considera un factor imprescindible para el éxito en su trabajo.

Se realizó una encuesta para analizar el grado de satisfacción de los operadores tras utilizar los distintos métodos de extracción (Tabla 4), a partir de la escala de satisfacción general descrita por Warr, Cook y Wall en el año 1979. Con este tipo de encuestas se eliminan los factores subjetivos del operador y se consigue evaluar de forma objetiva la satisfacción laboral (Pérez, 1999).

Preguntas:

1. ¿Ha sido fácil el aprendizaje de utilización por la complejidad del kit?
2. ¿Es fácil el manejo del kit?
3. ¿Crees que el tiempo requerido para la extracción del tornillo es correcta?
4. ¿Podrías utilizar este kit sin experiencia previa en este tema?
5. ¿Crees que será fácil su utilización en la boca del paciente?
6. ¿Estás satisfecho con el kit?
7. ¿Usarías este kit en un caso en tu clínica?

Siendo los valores:

0. No.
1. Improbable.
2. Nada probable.
3. Poco probable.
4. Relativamente probable.
5. Con una frecuencia de probabilidad media.
6. Probable.
7. Bastante probable.
8. Muy probable.
9. Casi seguro.
10. Seguro.

OPERADOR 1

	PUNTOS		
	RHEIN83®	SANHIGIA®	PHIBO®
1	10	8	9
2	9	6	4
3	7	6	6
4	7	7	4
5	6	3	3
6	9	4	3
7	10	2	0

OPERADOR 2

	PUNTOS		
	RHEIN83®	SANHIGIA®	PHIBO®
1	10	6	6
2	8	3	8
3	7	7	3
4	7	7	7
5	8	4	4
6	9	3	3
7	10	6	0

← **Tabla 4.**
Respuestas de los operadores.

OPERADOR 3

	PUNTOS		
	RHEIN83®	SANHIGIA®	PHIBO®
1	10	4	9
2	8	6	6
3	7	4	4
4	7	7	6
5	8	6	4
6	9	9	3
7	9	4	1

Se les pidió a los operadores que nos dejaran su opinión acerca de cada kit según sus experiencias y comentarios comparando los tres kits (Ver ANEXOS).

4.2.4 RECOGIDA DE DATOS. TABLA DE RESULTADOS.

Los datos fueron recogidos por un observador, siempre el mismo, que iba rellenando las distintas tablas de los distintos operadores.

Se elaboraron diferentes tablas para la recogida de datos, en función de las variables a analizar, un total de 4 tablas por operador (Tabla 5). Estos desconocían en todo momento qué parámetros se estaban evaluando.

En cada tabla se anotaba el operador, pusimos 1,2,3 (1: alumno de posgrado, 2: odontólogo general que no hace tratamientos sobre implantes y 3: odontólogo especializado en implantes), el método de extracción de tornillos (convencional, mecánico Rhein83[®], mecánico Sanhigia[®] y mecánico Phibo[®]), los números de las muestras a utilizar, y el tipo de fractura (coronal, media, apical).

Se introdujo la variable de tipo de fractura para posteriormente poder valorar dentro de cada método en qué tipo de fractura era más eficaz y analizar también en el total de la muestra si algún tipo de fractura era más frecuente o resultaba más sencillo de extraer.

Al inicio del estudio, se anotó sí/no, si el fragmento era móvil o no con la sonda, poníamos sí/no al final, dependiendo de si se había podido extraer o no el fragmento, y en caso de haberlo quitado indicábamos los minutos y segundos que se había tardado en quitar.

Se añadió el dato de afectación de la rosca interna, que serviría también para comparar la efectividad entre métodos y la capacidad o experiencia del operador en la extracción de tornillos rotos. La afectación de la rosca interna del implante conlleva al fracaso de la operación, puesto que, a pesar de haber extraído el tornillo roto, este no puede reemplazarse por uno nuevo.

Una vez superados los 10 minutos se daba la extracción por imposible para todos los métodos. En el método convencional el operador podía hacer uso de cualquier material de los que se les había provisto (sonda, aparato de ultrasonido, etc.); en los métodos mecánicos, se podía utilizar las fresas propias de cada método y ayudarse de sonda o ultrasonidos para eliminar el fragmento.

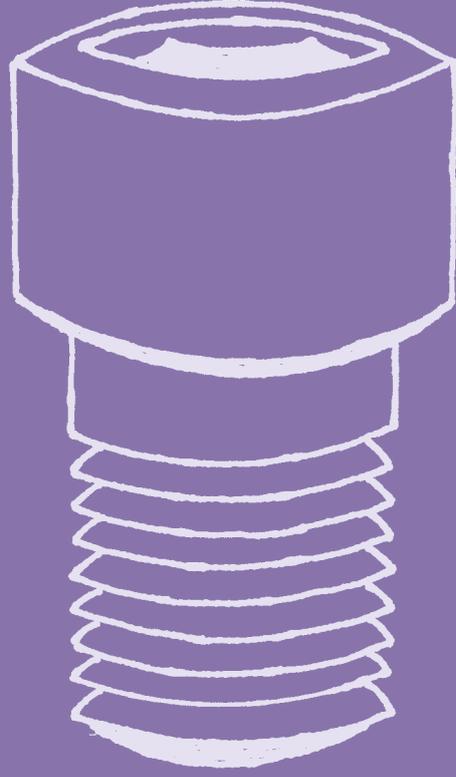
La misma metodología se utilizó para el estudio de la probabilidad de afectación de la rosca.

Para estudiar el tiempo de trabajo en los subgrupos de éxito según el método de extracción, se empleó inicialmente una prueba de Kruskal-Wallis, comprobada mediante test de Kolmogorov-Smirnov y de homogeneidad de las varianzas mediante Levene ($p < 0,05$). Se estimaron modelos ANOVA de una vía para evaluar el tiempo medio en los diferentes niveles de los factores independientes. Finalmente, los factores relevantes se incorporaron a un modelo ANOVA multifactorial.

El nivel de significatividad empleado en los análisis fue del 5% ($\alpha = 0,05$).

El estudio tuvo una potencia del 80% con un nivel de confianza del 95%. ■

5. RESULTADOS



5. RESULTADOS

Una vez detallada la metodología llevada a cabo para la obtención de nuestros resultados, pasaremos a exponer dichos resultados obtenidos en los diferentes parámetros analizados (Tabla 6).

La muestra para la investigación fue de 180 tornillos fracturados, divididos en tres grupos que a su vez se dividían en cuatro grupos más, correspondiendo a los distintos operadores y a las distintas formas de eliminación de los tornillos.

Tras el ensayo *in vitro* se obtuvieron los siguientes resultados representados en esta tabla:

OPE- RADOR	MUES- TRA	SISTEMA	EXTRAÍDO	TIPO FRACTURA	AFECTACIÓN ROSCA INTERNA	MOV. INICIAL	TIEMPO
1	1	CONVEN- CIONAL	SI	MEDIO	NO	NO	02:59
1	2	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X
3	3	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	02:42
3	4	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	01:59
3	5	SANHIGIA®	SI	MEDIO	SI	NO	09:40
3	6	CONVEN- CIONAL	SI	MEDIO	NO	SI	02:30
1	7	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	01:21
2	8	SANHIGIA®	NO	MEDIO	X	SI	X
3	9	SANHIGIA®	NO	MEDIO	X	NO	X
1	10	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	NO	02:17
3	11	SANHIGIA®	NO	MEDIO	X	SI	X
3	12	PHIBO®	SI	APICAL	NO	NO	04:16
3	13	PHIBO®	SI	APICAL	NO	SI	00:13
1	14	SANHIGIA®	NO	APICAL	X	NO	X
3	15	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	00:30
2	16	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X
3	17	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	01:48
2	18	SANHIGIA®	NO	APICAL	X	SI	X

← **Tabla 6.**
Resultados
obtenidos de las
180 muestras
utilizadas en el
estudio.

1	19	SANHIGIA®	NO	MEDIO	X	NO	X
3	20	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	01:07
2	21	PHIBO®	SI	APICAL	NO	NO	08:10
2	22	PHIBO®	SI	APICAL	NO	SI	02:56
1	23	SANHIGIA®	NO	MEDIO	X	NO	X
2	24	SANHIGIA®	NO	APICAL	NO	NO	X
1	25	PHIBO®	NO	APICAL	X	NO	X
2	26	CONVEN- CIONAL	SI	MEDIO	NO	NO	02:11
1	27	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	NO	01:30
2	28	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	NO	01:59
3	29	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	00:44
3	30	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	SI	01:12
2	31	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	03:14
3	32	CONVEN- CIONAL	NO	MEDIO	X	NO	X
1	33	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	NO	02:12
2	34	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	06:00
1	35	SANHIGIA®	NO	MEDIO	X	SI	X
2	36	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	NO	01:30
1	37	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	NO	02:13
3	38	RHEIN83®	SI	MEDIO	SI	NO	02:07
2	39	RHEIN83®	SI	APICAL	NO	NO	02:56
2	40	RHEIN83®	SI	APICAL	SI	NO	04:10
3	41	CONVEN- CIONAL	SI	MEDIO	NO	NO	02:11
1	42	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	NO	00:27
1	43	RHEIN83®	SI	APICAL	NO	NO	04:16
3	44	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	NO	02:59
3	45	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	SI	00:26
2	46	CONVEN- CIONAL	SI	APICAL	NO	SI	00:18
3	47	SANHIGIA®	NO	MEDIO	X	NO	X
1	48	CONVEN- CIONAL	SI	APICAL	SI	NO	09:25
2	49	RHEIN83®	SI	CORONAL	SI	NO	02:17
2	50	CONVEN- CIONAL	NO	MEDIO	X	NO	X
2	51	RHEIN83®	NO	APICAL	X	NO	X

3	52	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	02:13
2	53	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	01:21
2	54	SANHIGIA®	SI	MEDIO	SI	NO	08:54
1	55	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	NO	02:03
1	56	CONVEN- CIONAL	NO	APICAL	X	NO	X
2	57	CONVEN- CIONAL	SI	MEDIO	NO	SI	00:24
1	58	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	SI	00:30
1	59	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	NO	01:48
1	60	CONVEN- CIONAL	NO	MEDIO	X	NO	X
3	61	CONVEN- CIONAL	NO	MEDIO	X	NO	X
1	62	CONVEN- CIONAL	SI	MEDIO	NO	SI	00:44
2	63	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	SI	00:30
1	64	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	NO	04:37
2	65	CONVEN- CIONAL	SI	APICAL	NO	SI	00:18
2	66	CONVEN- CIONAL	NO	MEDIO	X	NO	X
1	67	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	SI	01:55
2	68	CONVEN- CIONAL	NO	APICAL	X	NO	X
1	69	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	03:20
1	70	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	NO	05:37
2	71	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	07:37
3	72	CONVEN- CIONAL	NO	MEDIO	X	NO	X
3	73	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	SI	03:07
2	74	CONVEN- CIONAL	NO	APICAL	X	NO	X
2	75	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	00:24
1	76	RHEIN83®	NO	CORONAL	X	NO	X
1	77	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X
1	78	RHEIN83®	NO	CORONAL	X	NO	X
2	79	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	02:19
2	80	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	SI	04:45

2	81	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X
1	82	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	SI	NO	02:03
1	83	RHEIN83®	SI	APICAL	NO	SI	00:13
3	84	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X
2	85	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X
3	86	PHIBO®	NO	CORONAL	X	NO	X
1	87	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	SI	01:31
2	88	CONVEN- CIONAL	NO	CORONAL	X	NO	X
1	89	CONVEN- CIONAL	NO	CORONAL	X	NO	X
2	90	PHIBO®	NO	CORONAL	X	NO	X
3	91	RHEIN83®	SI	APICAL	NO	SI	02:55
2	92	CONVEN- CIONAL	NO	CORONAL	X	NO	X
3	93	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	02:13
3	94	PHIBO®	SI	APICAL	NO	SI	04:15
1	95	RHEIN83®	NO	CORONAL	X	NO	X
2	96	RHEIN83®	NO	CORONAL	X	NO	X
1	97	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	02:05
3	98	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	NO	05:25
2	99	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	02:00
1	100	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	SI	01:15
1	101	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	05:53
3	102	SANHIGIA®	NO	CORONAL	x	NO	x
2	103	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	SI	01:40
3	104	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	03:20
3	105	CONVEN- CIONAL	SI	APICAL	SI	NO	04:00
2	106	PHIBO®	SI	CORONAL	SI	NO	09:55
1	107	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	09:00
3	108	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	SI	08:54
1	109	RHEIN83®	NO	MEDIO	X	NO	X
1	110	PHIBO®	NO	MEDIO	X	NO	X
2	111	PHIBO®	NO	MEDIO	X	NO	X
3	112	CONVEN- CIONAL	SI	MEDIO	NO	SI	02:30
1	113	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X

3	114	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	NO	02:10
3	115	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	03:28
3	116	PHIBO®	NO	CORONAL	X	NO	X
2	117	RHEIN83®	SI	APICAL	NO	SI	03:16
1	118	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	NO	06:14
2	119	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	02:36
3	120	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	SI	07:00
2	121	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	SI	SI	01:23
3	122	CONVEN- CIONAL	NO	CORONAL	X	NO	X
2	123	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X
3	124	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	03:28
2	125	PHIBO®	NO	CORONAL	X	NO	X
2	126	SANHIGIA®	SI	MEDIO	NO	SI	09:40
2	127	PHIBO®	NO	MEDIO	X	NO	X
1	128	SANHIGIA®	SI	MEDIO	NO	NO	06:50
1	129	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	SI	01:23
3	130	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	NO	04:20
2	131	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	SI	02:22
3	132	CONVEN- CIONAL	SI	MEDIO	NO	NO	02:14
1	133	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	01:54
3	134	PHIBO®	SI	CORONAL	NO	SI	07:04
2	135	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	SI	00:43
1	136	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	01:58
1	137	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	01:29
1	138	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	NO	02:55
3	139	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	02:05
1	140	SANHIGIA®	NO	MEDIO	X	NO	X
1	141	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	SI	02:04
3	142	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	00:50
1	143	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	01:37
2	144	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	NO	01:50
3	145	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	NO	08:40
3	146	PHIBO®	SI	MEDIO	SI	NO	08:47
2	147	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	03:57

1	148	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	01:28
3	149	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X
1	150	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	03:38
1	151	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	01:46
2	152	PHIBO®	NO	CORONAL	X	NO	X
2	153	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	06:47
2	154	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	NO	03:00
2	155	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	SI	01:36
2	156	RHEIN83®	NO	MEDIO	X	SI	X
3	157	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	02:20
1	158	PHIBO®	NO	CORONAL	X	NO	X
3	159	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	NO	07:36
1	160	SANHIGIA®	SI	MEDIO	NO	SI	01:45
2	161	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	00:47
2	162	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	02:12
1	163	SANHIGIA®	NO	MEDIO	X	NO	X
3	164	CONVEN- CIONAL	SI	MEDIO	SI	NO	09:40
3	165	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	SI	04:36
1	166	PHIBO®	NO	CORONAL	X	NO	X
3	167	PHIBO®	NO	MEDIO	X	NO	X
1	168	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	00:41
2	169	SANHIGIA®	NO	CORONAL	X	NO	X
3	170	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	06:02
3	171	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	01:59
3	172	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	01:32
1	173	CONVEN- CIONAL	SI	CORONAL	NO	SI	02:51
2	174	PHIBO®	SI	MEDIO	NO	NO	03:29
1	175	RHEIN83®	SI	CORONAL	NO	NO	01:32
3	176	SANHIGIA®	SI	CORONAL	NO	SI	00:59
3	177	PHIBO®	NO	MEDIO	X	NO	X
3	178	SANHIGIA®	NO	APICAL	X	NO	X
2	179	SANHIGIA®	SI	MEDIO	NO	SI	01:00
3	180	RHEIN83®	SI	MEDIO	NO	SI	01:29

5.1 ANÁLISIS DESCRIPTIVO.

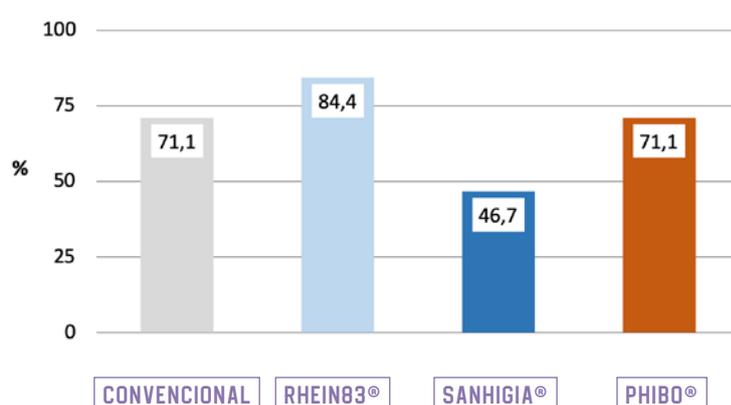
Una vez obtenidas las muestras fueron observadas para valorar a que nivel estaba la fractura del tornillo a extraer, de esta forma el 51,7% de los tornillos presentaban fractura a nivel coronal, el 35% a nivel medio y el 13,3% a nivel apical. Una vez repartidas las muestras de forma aleatoria, cada operador revisaba si el tornillo era móvil o fijo antes de comenzar su intento de extracción, se vio que el 40% de los especímenes presentaban movilidad inicial, encontrando 72 tornillos móviles y 108 tornillos fijos.

Por el diseño de la muestra ya sabíamos que los tres operadores trabajaban en proporciones iguales con los cuatro sistemas ($p=1,000$ según los resultados del test χ^2). Además, aunque la repartición fue aleatoria, se dio que los diferentes métodos actuaban sobre tornillos con las mismas características, todos los operadores tenían los mismos tipos de fractura ($p=0,685$) y tenían tasas similares de movilidad ($p=0,604$) en sus muestras.

Estas características fueron importantes porque aseguraban que las distintas variables existentes en las muestras no estaban confundiendo las conclusiones principales de la investigación, así si posteriormente se concluyera que un método fue más efectivo que otro, la causa no sería atribuible a que se hubiese trabajado más sobre fracturas de un tipo específico o sobre mayor grado de movilidad.

5.2 ANÁLISIS DEL ÉXITO.

Lo primero que se estudió fue el éxito de extracción del fragmento roto en las distintas muestras según el método utilizado para su extracción (Gráfico 1).



← Gráfico 1.
Éxito según el método de extracción.

Si evaluamos la tasa de éxito de los métodos mecánicos conjuntamente (67,4%) y la comparamos con la tasa de éxito del método convencional (71,1%), esta fue muy igualada y no hubo diferencias entre ambos métodos ($p=0,644$, test χ^2).

Por tanto, fue recomendable el análisis estadístico manteniendo la diferenciación de los cuatro grupos, debido al efecto compensatorio por la fusión de los métodos mecánicos (Tabla 7).

Se realizó el estudio asociando el éxito con los diferentes factores.

Tabla 7. →
Asociación entre éxito y factores independientes: resultados de modelos de regresión logística binaria simple para probabilidad de éxito. Estimación de *odds ratio* (OR) no ajustados.

	CATEGORÍA	OR	IC 95%	P-VALOR
Método	Convencional	1		0,002**
	Rhein83®	2,01	0,79 – 6,19	0,133
	Sanhigia®	0,36	0,15 – 0,85	0,020*
	Phibo®	1,00	0,40 – 2,49	1,000
Operador	1	1		0,371
	2	0,86	0,41 – 1,83	0,702
	3	1,50	0,68 – 3,32	0,317
Tipo de fractura	Coronal	1		0,530
	Media	0,72	0,36 – 1,44	0,356
	Apical	0,65	0,25 – 1,66	0,365
Movimiento inicial	No	1		
	Sí	12,4	4,65 – 33,3	<0,001***

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Según los resultados obtenidos, se vieron diferencias significativas en la efectividad de los diferentes métodos (p=0,002). Así, el método Rhein83® duplicaba la probabilidad de éxito respecto al método convencional; pero no se alcanzaba la significatividad estadística (OR=2,01; p=0,133). Sin embargo, el método Sanhigia® reducía significativamente la probabilidad de éxito un 64% respecto al método convencional (OR=0,36; p=0,020), mientras que el método Phibo® se comportaba exactamente igual que el método convencional (OR=1; p=1,000).

Para evaluar las diferencias de efectividad de los tres métodos mecánicos, fue necesario reestimar el modelo logístico anterior alternando las categorías de referencia:

El método Rhein83® incrementaba significativamente el *odds* de éxito respecto al método Sanhigia® (OR=6,20; p<0,001). El método Phibo® incrementaba significativamente el *odds* de éxito respecto al método Sanhigia® (OR=2,81; p=0,020) y no había diferencias entre el método Rhein83® y el método Phibo® (OR=0,45; p=0,133).

Con esto se pudo concluir que el kit de Sanhigia® era un sistema significativamente menos efectivo que cualquiera de los otros tres. Esto pudo deberse al mecanismo de funcionamiento de este sistema, que siempre se realiza en sentido horario, con lo que muchas veces en lugar de extraer el tornillo lo que hace es introducirlo más o incluso llegar a trabarlo y luego es muy complicado sacarlo.

Los otros métodos fueron comparables entre sí, si bien el kit Rhein83[®] ofreció resultados descriptivos más positivos.

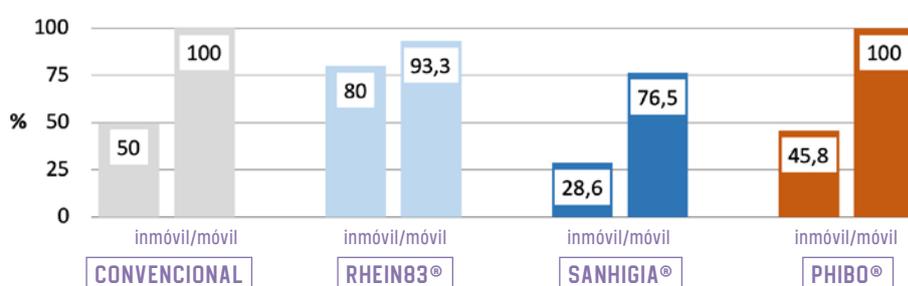
Un aspecto importante a tener en cuenta a la hora de determinar el mayor o menor éxito en la extracción del tornillo por un método u otro fue la característica del fragmento a extraer previo a su intervención, es decir, fue importante valorar si el tornillo tenía o no movilidad previa, esto fue determinante del éxito del proceso. Cuando el tornillo se movía, la probabilidad de éxito fue doce veces mayor respecto a la inmovilidad previa del tornillo (OR=12,4; $p < 0,001$). Las tasas de éxito obtenidas fueron de 93,1% en el caso del tornillo previamente móvil y del 51,9% en los casos en los que el tornillo no presentaba ninguna movilidad.

Cuando valoramos las tasas de éxito según los operadores que realizaban la extracción con los distintos métodos, estas fueron similares para todos ($p=0,371$); es decir, no hubo efecto del operador en la mayor o menor posibilidad de extracción del tornillo, fue lo mismo si esta fue llevada a cabo por un operador con o sin experiencia previa en esta práctica.

Si valorábamos si el tornillo se había fracturado a nivel coronal, medio o apical y en qué caso era más fácil o difícil la extracción de este tornillo, se vio que la localización de la fractura no afectaba al éxito de la extracción ($p=0,530$).

A partir de los resultados anteriores, debido a que la mayoría de los factores estudiados fueron decisivos para los resultados, se propuso la estimación de un modelo múltiple con la inclusión de los factores detectados relevantes: método y movilidad. Se consideró también el posible efecto interacción, es decir, se estudió si las diferencias debidas al método aplicado fueron similares en tornillos inmóviles y móviles, y si el efecto de la movilidad fue similar en los diferentes métodos (Gráfico 2).

Se concluyó que no había interacción entre el método utilizado y la presencia o no de movilidad previa en el fragmento a extraer ($p=0,606$) y se observó que el método Rhein83[®] fue en el que menos impacto tuvo la presencia o no de movilidad, siendo igual de efectivo en ambos casos.



← Gráfico 2.
Éxito según el método y movilidad inicial.

Como la interacción no fue relevante, se procedió a estimar el modelo múltiple final simplificado a los efectos principales, es decir, sin interacción.

Tabla 8. →
Asociación entre éxito y factores independientes relevantes: resultados de modelo de regresión logística binaria múltiple para probabilidad de éxito. Estimación de *odds ratio* (OR) ajustados.

	CATEGORÍA	OR	IC 95%	P-VALOR
Método	Convencional	1		0,001**
	Rhein83®	2,99	0,99 – 9,06	0,053
	Sanhigia®	0,27	0,10 – 0,77	0,014*
	Phibo®	0,89	0,32 – 2,50	0,822
Movimiento inicial	No	1		
	Sí	17,0	5,95 – 48,5	<0,001***

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Se vio, respecto a los modelos simples, que las diferencias fueron pocas, pero sí había matices interesantes, como que el método aplicado y el movimiento inicial seguían siendo significativos. El método Rhein83® extremaba sus diferencias respecto al método convencional, llegando a triplicar la probabilidad de éxito, situándose al límite de la significatividad estadística (OR=2,99; p=0,053), también incrementaba significativamente el *odds* de éxito respecto al método Phibo® (OR=3,50; p=0,032) y respecto al método Sanhigia® (OR=8,57; p<0,001). Así, el método Phibo® incrementaba significativamente el *odds* de éxito respecto al método Sanhigia® (OR=3,23; p=0,028). El método Phibo® y el método convencional fueron similares, siendo el método Sanhigia® un sistema significativamente menos efectivo que cualquiera de los otros tres (Tabla 8).

El porqué de esta corrección se debió a que, aunque no existieron diferencias entre los grupos según el porcentaje de tornillos inmóviles que trataban, en el caso del método Rhein83® el porcentaje de estos tornillos fijos fue máximo (66,7%) (Tabla 9). En el modelo múltiple los efectos se corrigieron para el supuesto de que todos los métodos hubieran trabajado con el mismo porcentaje, por ello fueron más similares los resultados entre ellos, pero si se valoraban las cifras exactas, el método Rhein83® ofreció un mayor éxito de extracción en este tipo de tornillos que fueron más difíciles de extraer, postulándose como el método

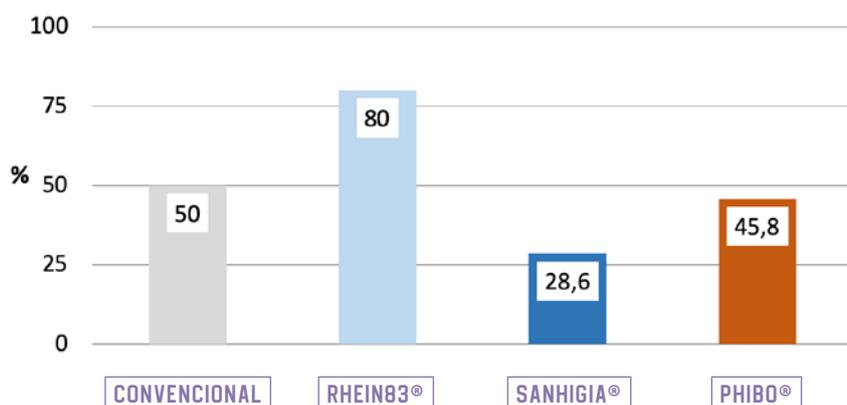
Tabla 9. ↓
Movimiento inicial según el método.

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANIGHIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	180	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%
no	108	60,0%	26	57,8%	30	66,7%	28	62,2%	24	53,3%
sí	72	40,0%	19	42,2%	15	33,3%	17	37,8%	21	46,7%

más efectivo.

5.2.1 TORNILLOS FIJOS.

Cuando se valoraban solo los tornillos que estaban fijos antes de su extracción (108 muestras) (Gráfico 3), había homogeneidad de los distintos grupos de tornillos ($p=0,604$), así la proporción de tornillos con unas determinadas fracturas ($p=0,685$) o la de operadores implicados en el trabajo ($p=1,000$), fueron similares para los cuatro métodos. En este caso fueron extraídos 56 de los 108 tornillos fijos.



← Gráfico 3. Éxito según el método de extracción en tornillos fijos.

Si los métodos mecánicos se consideraban conjuntamente, la tasa general fue de 52,4%, igualada a la del método convencional y sin diferencias entre ambas ($p=0,828$; χ^2). Es decir, si los tornillos estaban fijos, el éxito fue el mismo con los métodos mecánicos que con el convencional, si se consideraban todos los mecánicos conjuntamente. Pero si considerábamos los métodos mecánicos individualmente y los comparábamos con el método convencional, ya no se obtenían resultados similares.

	CATEGORÍA	OR	IC 95%	P-VALOR
Método	Convencional	1		0,003**
	Rhein83®	4,00	1,23 – 13,0	0,021*
	Sanhigia®	0,40	0,13 – 1,23	0,110
	Phibo®	0,85	0,28 – 2,57	0,768
Operador	1	1		0,420
	2	0,75	0,30 – 1,89	0,541
	3	1,43	0,57 – 3,59	0,452
Tipo de fractura	Coronal	1		0,891
	Media	0,92	0,40 – 2,10	0,834
	Apical	0,76	0,24 – 2,38	0,635

← Tabla 10. Asociación entre éxito y factores independientes: resultados de modelos de regresión logística binaria simple para probabilidad de éxito. Estimación de *odds ratio* (OR) no ajustados.

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

En el caso de los tornillos fijos, había diferencias significativas en la efectividad de los diferentes métodos ($p=0,003$), así el método Rhein83[®] multiplicaba por cuatro la probabilidad de éxito respecto al método convencional ($OR=4,00$; $p=0,021$), el método Sanhigia[®] reducía la probabilidad de éxito respecto al método convencional, sin alcanzar la significancia ($OR=0,40$; $p=0,110$) y el método Phibo[®] se comportaba exactamente igual que el método convencional ($OR=0,85$; $p=0,768$) (Tabla 10).

Para evaluar las diferencias de efectividad de los tres métodos mecánicos entre sí, sin contar con el método convencional, fue necesario reestimar el modelo logístico anterior alternando las categorías de referencia, así se pudo concluir que el método Rhein83[®] fue significativamente más exitoso que los otros dos métodos mecánicos (Tabla 11).

Tabla 11. → Asociación entre éxito y factores independientes: resultados de modelos de regresión logística binaria simple para probabilidad de éxito. OR y p-valor.

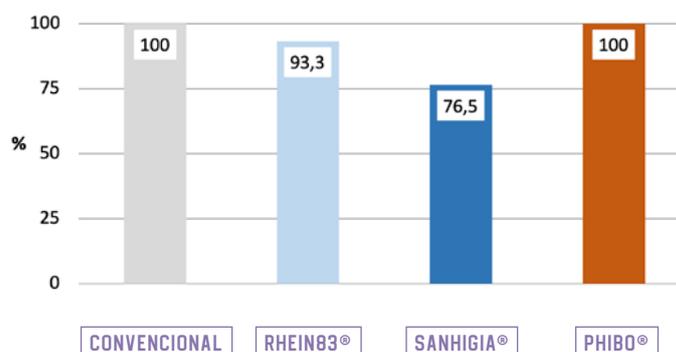
REFERENCIA →	CONVENCIONAL	RHEIN83 [®]	SANHIGIA [®]	PHIBO [®]
Convencional				
Rhein83 [®]	OR=4,00 ($p=0,021^*$)			
Sanhigia [®]	OR=0,40 ($p=0,110$)	OR=0,10 ($p<0,001^{***}$)		
Phibo [®]	OR=0,85 ($p=0,768$)	OR=0,21 ($p=0,011^*$)	OR=2,11 ($p=0,201$)	

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

5.2.2 TORNILLOS MÓVILES.

Cuando analizamos solo los tornillos móviles, obtuvimos una muestra de 72 especímenes, encontrando homogeneidad de los distintos grupos de tornillos, es decir, la proporción de tornillos con unas determinadas fracturas o la de operadores implicados en el trabajo fueron similares para los cuatro métodos (Gráfico 4). En este caso, solo cinco tornillos móviles no pudieron ser extraídos (cuatro por el método Sanhigia[®] y uno por el método Rhein83[®]).

Gráfico 4. → Éxito según el método de extracción en tornillos móviles.



Cuando estadísticamente los métodos mecánicos se consideraban conjuntamente, la tasa general fue del 90,6%, sin diferencias respecto al método convencional ($p=0,316$; test de Fisher).

	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®	PHIBO®
Convencional				
Rhein83®	0,441			
Sanhigia®	0,040*	0,338		
Phibo®	1,000	0,417	0,032*	

← **Tabla 12.**

Asociación entre éxito y factores independientes: resultados de test de Fisher (p-valor) .

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

Si consideráramos los métodos mecánicos individualmente, se encontraron diferencias significativas en la efectividad de los diferentes métodos ($p=0,017$). El método Phibo® y el convencional fueron significativamente más exitosos que el método Sanhigia® para la extracción de tornillos inicialmente móviles (Tabla 12).

5.3 ANÁLISIS DEL SUBGRUPO DE ÉXITOS.

De las 180 muestras, la extracción fue efectiva en 123 casos (68,3%). En estos casos donde la extracción fue realizada, se evaluaron otros factores de interés como fue la afectación de la rosca interna del implante tras la extracción del fragmento roto del tornillo, así como el tiempo de extracción, es decir, en qué casos era más rápida la eliminación del fragmento y en cuáles se necesitaba más tiempo para su extracción.

5.3.1 AFECTACIÓN DE LA ROSCA INTERNA.

De todas las muestras donde se eliminó el tornillo, la rosca interna del implante se presentó afectada tras el proceso en el 9,8% de los casos de éxito. Esto era muy importante, puesto que, aunque se eliminara el tornillo roto, si esta rosca interna se veía afectada, iba a impedir la utilización de nuevo del implante.

Si analizáramos otros factores que podían influir en esta afectación de la rosca interna (Tabla 13), solo la presencia de movilidad inicial estaba afectando al estado final de la rosca interna ($OR=0,06$; $p=0,009$). Si el tornillo se movía inicialmente, las consecuencias sobre la rosca fueron prácticamente nulas, así el riesgo de afectación se reducía un 94%. La tasa de afectación fue del 1,5% en tornillos que se movían inicialmente, elevándose hasta un 19,6% en los tornillos que estaban fijos. Cuando analizáramos el método empleado, tampoco se vieron diferencias ($p=0,622$), así como cuando se analizaron a los distintos operadores ($p=0,467$). Es decir, no influyó en la afectación de la rosca interna, ni el operador que realizaba la extracción ni el método que utilizara.

Pero cuando se analizaba el tipo de fractura del tornillo roto, aunque no alcanzaba la significancia, si hubo una muy leve tendencia ($p=0,097$) que sugirió que en fracturas apicales el riesgo de deterioro de la rosca fue mayor ($OR=3,94$).

Como el método no presentó asociación reseñable, no fue preciso estimar un modelo múltiple para ajustar los OR.

Tabla 13. →
Asociación entre afectación de la rosca y factores independientes: resultados de modelos de regresión logística binaria simple para probabilidad de afectación. Estimación de *odds ratio* (OR) no ajustados.

	CATEGORÍA	OR	IC 95%	P-VALOR
Método	Convencional	1		0,622
	Rhein83®	0,46	0,10 – 2,11	0,320
	Sanhigia®	0,57	0,10 – 3,24	0,525
	Phibo®	0,36	0,06 – 2,01	0,244
Operador	1	1		0,467
	2	2,88	0,52 – 15,8	0,224
	3	2,38	0,43 – 12,9	0,318
Tipo de fractura	Coronal	1		0,233
	Media	2,19	0,55 – 8,67	0,265
	Apical	3,94	0,78 – 19,9	0,097
Movimiento inicial	No	1		
	Sí	0,06	0,01 – 0,50	0,009**

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

5.3.1.1 Tornillos fijos.

En el caso de estudiar solo los tornillos fijos inicialmente, se observó que no hubo diferencias entre ningún método y que las fracturas apicales tuvieron una mayor afectación de la rosca interna respecto a las coronales ($p=0,051$) (Tabla 14). Esto se pudo deber a que, para acceder al fragmento roto en el caso de las fracturas coronales, no se toca la rosca interna del implante puesto que está cubierta por el tornillo, mientras que para acceder a las fracturas apicales la fresa atraviesa la rosca interna teniendo más posibilidad de contacto y, por lo tanto, de dañarla.

	CATEGORÍA	OR	IC 95%	P-VALOR
Método	Convencional	1		0,600
	Rhein83®	0,32	0,06 – 1,74	0,188
	Sanhigia®	0,75	0,10 – 5,47	0,777
	Phibo®	0,50	0,07 – 3,45	0,482
Operador	1	1		0,415
	2	3,27	0,51 – 20,9	0,210
	3	2,81	0,48 – 16,6	0,253
Tipo de fractura	Coronal	1		0,123
	Media	3,21	0,67 – 15,4	0,145
	Apical	6,75	0,99 – 45,8	0,051

← **Tabla 14.**

Asociación entre afectación de la rosca y factores independientes: resultados de modelos de regresión logística binaria simple para probabilidad de afectación. Estimación de *odds ratio* (OR) no ajustados.

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

REFERENCIA->	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®	PHIBO®
Convencional				
Rhein83®	OR=0,32 (p=0,188)			
Sanhigia®	OR=0,75 (p=0,777)	OR=2,33 (p=0,408)		
Phibo®	OR=0,50 (p=0,482)	OR=1,56 (p=0,657)	OR=0,67 (p=0,720)	

← **Tabla 15.**

Asociación entre afectación rosca y factores independientes: resultados de modelos de regresión logística binaria simple para probabilidad de afectación rosca. OR y p-valor.

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

5.3.1.2 Tornillos móviles.

En el caso del estudio de los tornillos inicialmente móviles, no se pudo emplear la misma metodología que con los fijos puesto que fue muy baja la frecuencia de casos de afectación de la rosca interna (1,5%). En este caso, no se encontró diferencias en la tasa de afectación de la rosca según el método utilizado (Tabla 16).

Tabla 16. → Asociación entre afectación de la rosca y factores independientes: resultados del test de Fisher (p-valor).

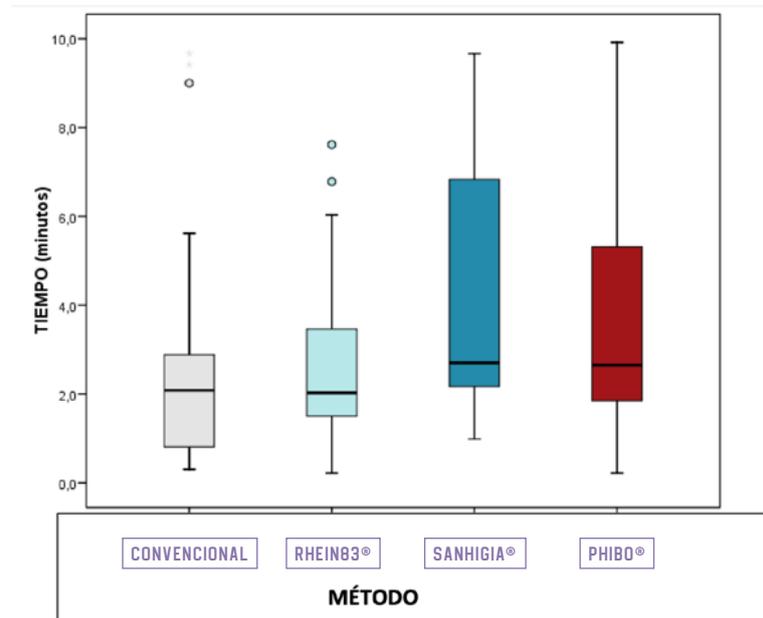
	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®	PHIBO®
Convencional				
Rhein83®	1,000			
Sanhigia®	1,000	1,000		
Phibo®	0,475	1,000	1,000	

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

5.3.2 TIEMPO DE EXTRACCIÓN.

Tras la extracción de las muestras (Gráfico 5), se concluyó que el tiempo medio de extracción fue de $3,17 \pm 2,52$ minutos y la mediana se cifró en 2,22min (IQR: 0,81-2,88), esto sugirió una distribución algo asimétrica. Es decir, algunos tornillos implicaron puntualmente tiempos de extracción atípicamente largos, teniendo tornillos que se eliminaban muy rápidamente y otros que llegaban casi al tiempo máximo que se daba por bueno, que era de 10 min.

Gráfico 5. → Distribución de la duración del procedimiento en los grupos.



En la interpretación del tiempo para la extracción de tornillos, se muestran unos valores de medianas similares para todos los grupos; aunque las distribuciones con los métodos convencional y Rhein83® exhibían una variabilidad menor. Había diferencias significativas en las distribuciones de tiempo de los métodos ($p=0,029$; test de Kruskal-Wallis).

La falta de normalidad de la variable tiempo en algunos de los grupos, así como la de homogeneidad de las varianzas ($p=0,009$, test de Levene) implicó que para realizar una metodología paramétrica (ANOVA) tuviéramos que aplicar la raíz quintuple del tiempo que aseguraba ya el cumplimiento de esas hipótesis ($p=0,821$, Levene).

	P-VALOR
Método	0,015*
Operador	0,373
Tipo de fractura	0,940
Movilidad	<0,001***

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

El tiempo medio hasta la extracción fue distinto significativamente según el método aplicado ($p=0,015$) (Tabla 17). Se aplicaron las correspondientes pruebas post hoc, para saber entre qué pares de métodos se produjeron las diferencias.

	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®
Convencional			
Rhein83®	1,000		
Sanhigia®	0,038*	0,095	
Phibo®	0,186	0,448	1,000

* $p<0,05$; ** $p<0,01$; *** $p<0,001$

El protocolo de extracción con el método Sanhigia® exigió un tiempo significativamente mayor que con el método convencional ($p=0,038$), el método Rhein83® acertaba la duración respecto al método Sanhigia® ($p=0,095$) y no se vieron diferencias en el método convencional, el método Rhein83® y el método Phibo® (Tabla 18).

El modelo ANOVA para la movilidad detectó diferencias significativas ($p<0,001$). Cuando el tornillo se movía inicialmente, el proceso se acertaba de forma evidente (tiempo medio 4,09 minutos en inmóviles y 2,39 minutos en móviles).

Así pues, de igual manera que el método de extracción y la situación de movilidad fueron condicionantes para la obtención de éxito, también lo fueron para analizar el tiempo necesario hasta la extracción.

Se realizó un modelo ANOVA de 2 vías con interacción para ajustar estos resultados. El primer modelo concluyó que la interacción no fue significativa ($p=0,261$). Es decir, la influencia del método sobre el tiempo fue aplicable a situaciones de movilidad y de inmovilidad.

← **Tabla 17.**

Tiempo de procedimiento (transformada potencia 1/5) según factores independientes: Resultados test F de modelos ANOVA de una vía.

← **Tabla 18.**

Tiempo de procedimiento (transformada potencia 1/5) según factores independientes: Resultados comparaciones múltiples con corrección de Bonferroni.

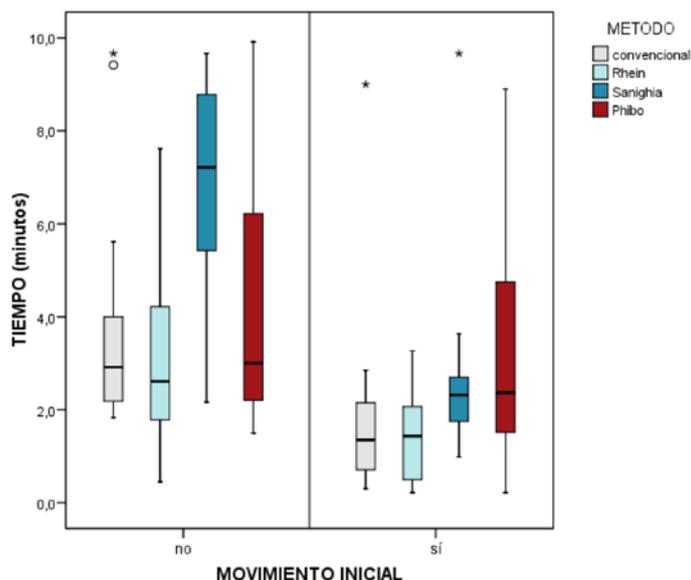


Gráfico 6. →
Relación método/
movimiento inicial/
tiempo.

Se observó que el método Sanhigia® quedaba muy penalizado en tiempo cuando el tornillo no se movía. En los otros casos, las diferencias relativas entre métodos se mantuvieron homogéneas (Gráfico 6). Definitivamente, el modelo válido fue el multivariable que incorporaba los términos método y movilidad (sin interacción). Los dos factores mantenían su influencia.

Tabla 19. →
Tiempo de
procedimiento
(transformada
potencia 1/2)
según factores
independientes:
Resultados
comparaciones
múltiples con
corrección de
Bonferroni.

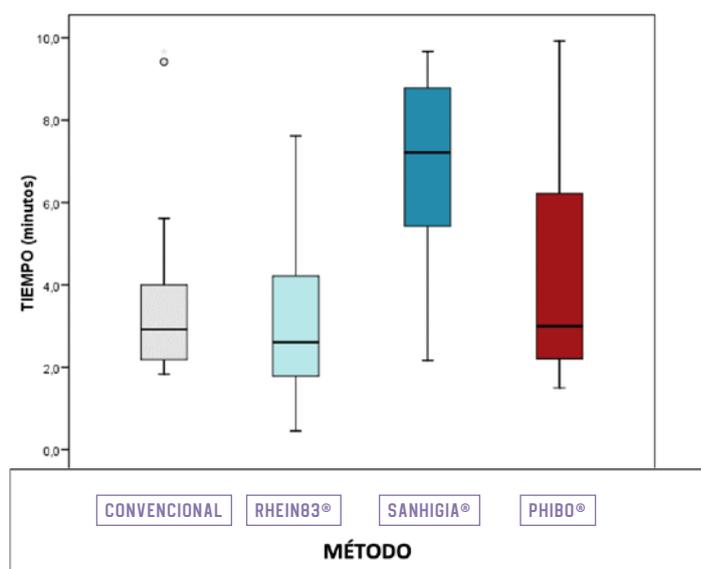
	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®
Convencional			
Rhein83®	1,000		
Sanhigia®	0,013*	0,040*	
Phibo®	0,092	0,270	1,000

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Tras el ajuste, el método Rhein83® alcanzó la significancia estadística frente al método Sanhigia® (p=0,040). Además, el método convencional empezó a mostrar una significatividad muy marginal respecto al método Phibo®(p=0,092) (Tabla 19).

5.3.2.1 Tornillos fijos.

Cuando se analizó el tiempo de extracción solo en los tornillos que no presentaban movilidad inicial (Gráfico 7), hubo diferencias significativas en las distribuciones de tiempo de los métodos (p=0,022; test de Kruskal-Wallis). El trabajo con el método Sanhigia® exigió un tiempo significativamente mayor que con el método Rhein83® (p=0,006)(Tabla 20).



← Gráfico 7. Distribución de la duración del procedimiento en los grupos de tornillos fijos.

	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®
Convencional			
Rhein83®	1,000		
Sanhigia®	0,222	0,006**	
Phibo®	1,000	1,000	0,774

← Tabla 20. Tiempo de procedimiento según factores independientes: resultados comparaciones múltiples con test de Mann-Whitney y corrección de Bonferroni.

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

5.3.2 2 Tornillos móviles.

Cuando se analizó el tiempo de extracción de las muestras con tornillos móviles al inicio, se encontró diferencias significativas en las distribuciones de tiempo de los distintos métodos ($p=0,010$; test de Kruskal-Wallis). El método convencional fue más rápido que el método Phibo® y el método Sanhigia®, y el método Rhein83® lo fue más que el método Phibo®. El método convencional y el método Rhein83® fueron muy similares (Gráfico 8).

Gráfico 8. →
Distribución de la duración del procedimiento en los grupos de tornillos móviles.

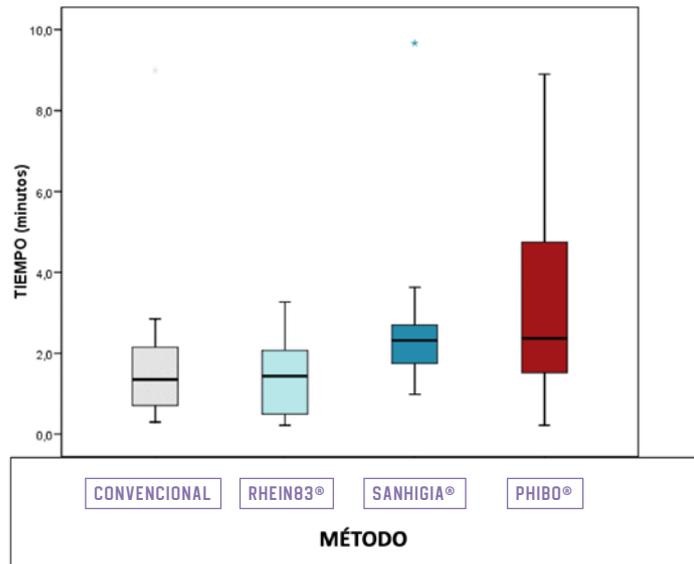


Tabla 21. →
Tiempo de procedimiento según factores independientes: Resultados comparaciones múltiples con test de Mann-Whitney y corrección de Bonferroni.

	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®
Convencional			
Rhein83®	1,000		
Sanhigia®	0,084	0,228	
Phibo®	0,090	0,096	1,000

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

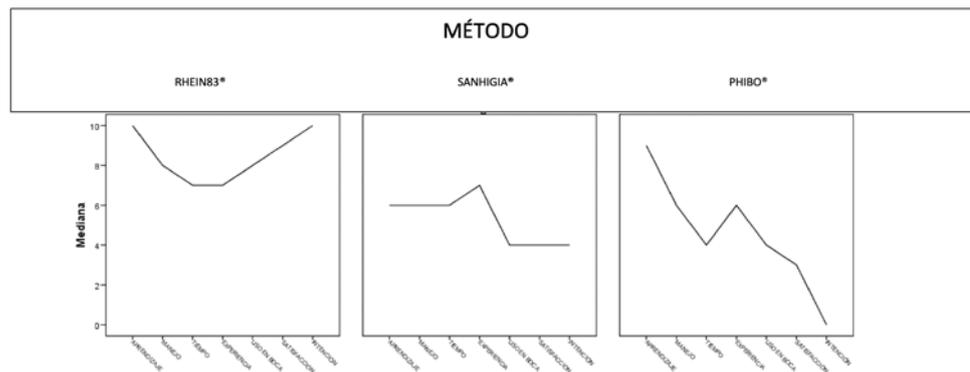
5.4 VALORACIÓN DE LOS EXPERTOS.

Cada uno de los tres operadores realizó una evaluación de los diferentes métodos mecánicos tras el ensayo (Tabla 22). Solo se dispuso de tres datos por método, por lo que no fue posible ninguna aproximación estadística más allá del simple recuento de resultados.

		METODO			
		TOTAL	RHEIN®	SANHIGIA®	PHIBO®
		N	N	N	N
FÁCIL APRENDIZAJE	Total	9	3	3	3
	Relativamente probable	1	0	1	0
	Probable	2	0	1	1
	Muy probable	1	0	1	0
	Casi seguro	2	0	0	2
	Seguro	3	3	0	0
FÁCIL MANEJO	Total	9	3	3	3
	Poco probable	1	0	1	0
	Relativamente probable	1	0	0	1
	Probable	3	0	2	1
	Muy probable	3	2	0	1
	Casi seguro	1	1	0	0
TIEMPO CORRECTO	Total	9	3	3	3
	Poco probable	1	0	0	1
	Relativamente probable	2	0	1	1
	Probable	2	0	1	1
	Bastante probable	4	3	1	0
USO SIN EXPERIENCIA	Total	9	3	3	3
	Relativamente probable	1	0	0	1
	Probable	1	0	0	1
	Bastante probable	7	3	3	1
FÁCIL USO EN BOCA	Total	9	3	3	3
	Poco probable	2	0	1	1
	Relativamente probable	3	0	1	2
	Probable	2	1	1	0
	Muy probable	2	2	0	0
SATISFACCIÓN GENERAL	Total	9	3	3	3
	Poco probable	4	0	1	3
	Relativamente probable	1	0	1	0
	Muy probable	1	0	1	0
	Casi seguro	3	3	0	0
INTENCIÓN USO	Total	9	3	3	3
	No	2	0	0	2
	Improbable	1	0	0	1
	Nada probable	1	0	1	0
	Relativamente probable	1	0	1	0
	Probable	1	0	1	0
	Casi seguro	1	1	0	0
	Seguro	2	2	0	0

← **Tabla 22.**
Opinión de los operadores.
sobre los distintos métodos mecánicos.

Gráfico 9. → Mediana (valor central entre los dos más extremos) entre los tres datos de los distintos operadores para los métodos mecánicos.

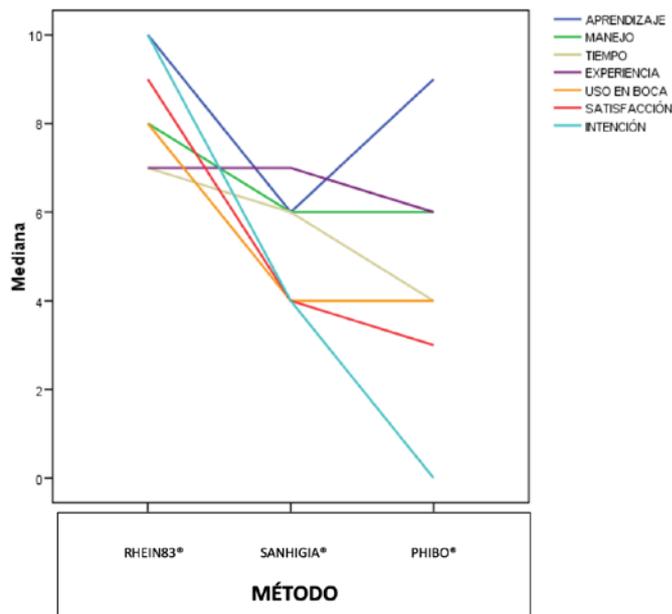


Estos gráficos fueron intuitivos para las comparaciones intra-método y para la comparación general entre los métodos (Gráfico 9). Dado que la escala 0-10 corresponde al grado de probabilidad percibido respecto a la pregunta, parece claro que el método Rhein83® recibió las puntuaciones más elevadas, por delante del método Sanhigia® y este, a su vez, por delante del método Phibo® en la mayoría de los factores a evaluar. El método Rhein83® recibió una valoración excelente en cuanto a la facilidad de aprendizaje y recomendación de uso. El método Sanhigia® tuvo como puntos fuertes la no necesidad de experiencia previa; pero recibió una puntuación baja-neutra para la utilización en boca, satisfacción general e intención de uso. El método Phibo® destacó por la facilidad de aprendizaje; pero la desaprobación fue generalizada y no hubo intención de utilizarlo en pacientes.

El método Rhein83® fue mejor valorado en todos los factores que los otros dos métodos. La única excepción, con igualdad con el método Sanhigia®, fue la variable de la experiencia clínica necesaria para la utilización del método de extracción.

El método Phibo® solo se aproximó al método Rhein83® en la facilidad de aprendizaje del método (Gráfico 10). ■

Gráfico 10. → Comparaciones entre grupos de los factores analizados por cada operador.



6. DISCUSIÓN



6. DISCUSIÓN

En la literatura, en referencia a las complicaciones mecánicas en implanto-prótesis, se encuentran varios artículos que citan la fractura de los tornillos en el interior de los implantes.

Sin embargo, a la hora de querer indagar más sobre este tema, la búsqueda de información se complica; se ha realizado una búsqueda exhaustiva sobre métodos de extracción de tornillos implanto-protésicos fracturados en las bases de datos de mayor impacto, *Pubmed* y *Cochrane*, sin obtener grandes resultados.

La fractura y el aflojamiento del pilar o tornillo de fijación puede ocurrir por un incorrecto ajuste pasivo entre prótesis e implante o por fuerzas oclusales excesivas y diseños en cantiléver (Asvanund, 2011; Shemtov-Yona, 2014; Haidar, 2020). El porcentaje de fracturas de tornillo varía del 0% al 10,4% en estudios con seguimiento de 5 años (Papaspnyridakos, 2012; Sailer, 2012; Vanhoğlu, 2013). Únicamente se ha encontrado un estudio con tiempo de seguimiento mayor a 20 años, el cual muestra una incidencia de 29% en fracturas de tornillo de fijación protésica (Dhima, 2013).

Además, el tipo de prótesis parece influir en la tasa de incidencia de fractura, conforme se refleja en la revisión sistemática de Sailer en la que la prótesis completa implantosoportada se vio afectada en el 3,8% de los casos frente al 0% de prótesis parcial fija sobre implantes (Sailer, 2012). Existen otros estudios que apoyan estos resultados (Brägger, 2001; Pjetursson, 2004; Kreiss, 2007; Papaspnyridakos, 2012; Sailer, 2012; Vanhoğlu, 2013), observándose mayores tasas de fractura de tornillos en las prótesis implantosoportadas completas que en las parciales, mientras que en las prótesis unitarias se encuentran los porcentajes más bajos, rondando el 0,36% (Pjetursson, 2007; Jung, 2008; Jung, 2012). Además, entre restauraciones cementadas o atornilladas, un estudio retrospectivo de 4 años afirma que las cementadas parecen prevenir las complicaciones derivadas del tornillo (Ferreiroa, 2015).

En algunos de los estudios anteriores, los autores han examinado las posibles causas de esta complicación e incluso han estudiado distintos métodos de prevención, coincidiendo por ejemplo en la importancia del torque óptimo suministrado al tornillo como acto que reduce significativamente la pérdida y/o fractura de este (Kreissl, 2007; Pjetursson, 2014; Gupta, 2015; Mizumoto, 2018).

No obstante, el problema aparece a la hora de formular un protocolo eficaz y predecible para la retirada de los fragmentos de tornillo del interior de los implantes. Existen pocos estudios sobre el manejo de estas fracturas, y tampoco hay evidencia científica como para permitir al clínico escoger un método u otro por su efectividad o facilidad de manejo (Agustín, 2017; Agustín, 2020).

Por todo esto, comenzamos la realización de este estudio, y una vez obtenidos y analizados los resultados, pasamos a discutirlos y compararlos con los datos encontrados en la bibliografía, en un intento de proporcionar valor a nuestra investigación.

6.1 DISCUSIÓN DE MATERIAL Y MÉTODO.

6.1.1 DISCUSIÓN DEL DISEÑO DE LA MUESTRA.

Para el diseño de la muestra, seguimos la metodología de ensayo especificada en la normativa UNE-EN ISO 14801:2007 para ensayos de fatiga dinámica para implantes dentales endoóseos. Esta metodología ha sido empleada en muchos de los estudios publicados en la literatura (Gehrke, 2006; Sailer, 2009; Kim 2009; Nothdurft, 2011; Martínez-Rus, 2012; Gehrke, 2015; Agustín, 2017- 2020).

La norma internacional ISO 14801:2007 rige lo siguiente:

1. "El implante dental endoóseo se debe sujetar de manera que su eje forme un ángulo de $30^{\circ} \pm 2^{\circ}$ con la dirección de aplicación de la carga de la máquina de ensayo". En este estudio, se confeccionó una llave colada que permitió montar todos los implantes con dicha angulación y estandarizar todas las muestras previamente a su colocación en la máquina de carga. Encontramos distintos estudios publicados en la literatura donde se utilizan varios aditamentos para poder colocar los especímenes con la angulación de 30° sin necesidad de estandarizar la muestra previamente a la colocación de esta en la máquina de carga (Kim, 2009).
2. "El implante se debe fijar en un dispositivo de anclaje fijo. Si se utiliza un material de incrustación, este debe tener un módulo de elasticidad mayor de 3 GPa". En nuestro estudio, los implantes fueron embebidos en resina epoxi y posicionados de una manera idéntica para todas las muestras mediante la ayuda de la citada llave colada. Esta técnica de montar los implantes o los análogos de los implantes en resina epoxi autopolimerizable está extraída de varios estudios in vitro ya publicados (Gehrke, 2006; Oderich, 2012; Stimmelmayer, 2013; Rosentritt, 2014). Sería beneficioso el uso de un material que tuviera el módulo de elasticidad, el volumen y la forma más similar al hueso alveolar del maxilar anterior para así tener un mejor efecto de distribución de las fuerzas. La resina utilizada tiene un módulo de elasticidad de 3,9 GPa, siendo mayor de 3GPa, como indica la norma. El método de montaje de las muestras es muy importante para conseguir los resultados. Si se utilizan dos medios de montaje distintos, el efecto del impacto de las fuerzas desalojan el complejo implante-pilar del bloque de montaje (Silva, 2011; Protopapadaki, 2013). Por

ello, los especímenes fueron montados en resina epoxi, lo que nos permitía adaptarnos a la norma ISO 14801, a la vez que evitaría el desalojo del implante.

3. "El dispositivo debe sujetar la muestra a una distancia de $3\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$ apicalmente a partir del nivel nominal del hueso, aplicando así la situación del caso más desfavorable". Es decir, la misma norma nos exige montar los implantes simulando una pérdida ósea crestal de 3 mm, ya que los fallos en los componentes de los implantes se asocian a la reabsorción ósea crestal (Rangert, 1995). Según Khraisat, la reabsorción ósea podría aumentar la longitud del brazo de palanca y contribuir a una sobrecarga de flexión del implante debido a que el momento de flexión es el producto del componente de la fuerza lateral y de la longitud del brazo de palanca (Khraisat, 2002). En este estudio, todos los especímenes fueron montados considerando una pérdida ósea crestal de $3\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$, al igual que otros estudios publicados (Gehrke, 2006; Martínez-Rus, 2012).

6.1.2 DISCUSIÓN SOBRE EL MATERIAL DEL ESTUDIO.

6.1.2.1 Sobre el implante.

En nuestra investigación estudiamos la extracción de tornillos rotos que se quedaban en el interior de los implantes. En nuestro caso, no utilizamos análogos del implante, sino implantes reales sin esterilizar y sin tratamiento de superficie, al igual que en otros estudios encontrados en la literatura (Gehrke, 2015; Yilmaz, 2015).

Existen otros estudios que utilizan análogos de implantes en lugar de implantes reales (Vígolo, 2006; Kim, 2009; Protopapadaki, 2013; Albosefi, 2014). Los análogos se confeccionan para replicar las dimensiones de la cabeza del implante, pero están fabricados en aluminio por lo que sus propiedades físicas difieren de las de los implantes, pudiéndose romper antes de conseguir la fractura de los tornillos de su interior. Por ello, utilizamos implantes reales para poder extrapolar esta complicación a una situación clínica lo más parecida a la que nos encontraríamos en la boca de nuestros pacientes.

El implante fue un implante de 4,25 mm de diámetro, con conexión hexagonal interna. Los implantes de 4,5 mm de diámetro son los más utilizados en los estudios revisados (Mitsias, 2010; Nothdurft, 2011; Yilmaz, 2015).

6.1.2.2 Sobre los pilares.

Los pilares utilizados fueron pilares prefabricados de titanio, todos iguales, que conectaban mediante conexión interna en los implantes.

El titanio comercialmente puro ha sido utilizado ampliamente en Odontología como material para los pilares sobre implantes debido a su buena biocompatibilidad y sus propiedades mecánicas (Lindhe, 1998; Anusavice 2003).

La elección de los pilares de titanio se debió a que fueran del mismo material que el implante, y de esta forma la carga se concentraba en la zona de la conexión entre el pilar y la corona, dando como resultado la fractura final del tornillo y no

del pilar (Att, 2006; Gehrke, 2015). En otros estudios, donde se utilizaban pilares de distinto material al titanio, la fractura se producía en la corona sin llegar a fracturarse el tornillo (Martínez-Rus, 2012; Sghaireen, 2015).

Los implantes pueden ser de conexión interna o externa (Sailer, 2009). La elección de la conexión interna se debe a que se ha demostrado que la conexión externa tiene una mayor incidencia de complicaciones, como el aflojamiento y fractura de los tornillos (Adell, 1990; Becker, 1995; Jemt, 1991). Los sistemas de conexión interna crean un cuerpo rígido, único, que protege al tornillo distribuyendo mejor las fuerzas y evitando su aflojamiento y fractura (Norton, 1997; Steinebrunner, 2008; Bernardes, 2009; Sailer, 2009; Asvanund, 2011; Freitas, 2011; Seetoh, 2011). Estas complicaciones también se ven en la conexión interna, y debido a que este tipo de conexión es el más frecuentemente usado hoy en día, elegimos hacer el estudio con este tipo de implantes.

6.1.2.3 Sobre los tornillos.

Cuando se atornilla un pilar a un implante, el tornillo es apretado con un torque determinado, que es el que nos indica el fabricante; esta fuerza que se crea es una carga axial que va a lo largo del tornillo dentro de su rango de elasticidad. Si se producen cargas axiales adicionales, van a tener un efecto acumulativo junto con la precarga superando así el límite elástico y produciendo una deformación que hace que el tornillo empiece a deformarse y pueda provocar un aflojamiento o fractura de este (Boggan, 1999). Por ello, es importante dar el torque exacto a nuestro tornillo, en nuestro caso 30 Ncm, para no provocar deformaciones en el tornillo y crear una situación similar en todas las muestras para que se produzca la fractura del tornillo inducida por las distintas maniobras explicadas anteriormente.

Se usaron tornillos de titanio de 2 mm de diámetro y 5 mm de longitud, con cuerpo activo en toda su superficie. Se utilizaron estos ya que eran los tornillos que correspondían, según la casa comercial, al pilar elegido. En el estudio que realizó Roig para su tesis doctoral, se vio que con tornillos de 2 mm con todo el cuerpo activo y dando 30Ncm de torque, como en nuestro caso, cuando los pilares eran de titanio, en todas las muestras que se sometieron a una carga cíclica y por compresión, se produce la fractura de estos en todas ellas (Roig, 2015; Agustín, 2019). El fin era conseguir una muestra de tornillos fracturados para poder realizar la investigación, con lo que era buena elección tanto el pilar como el tornillo de la casa comercial Sweden&Martina®.

6.1.3 DISCUSIÓN DE LOS MÉTODOS UTILIZADOS PARA CONSEGUIR LA FRACTURA DE LOS TORNILLOS.

6.1.3.1 Sobre la utilización de fatiga dinámica.

La búsqueda bibliográfica realizada para determinar las condiciones de nuestro estudio nos llevó a realizar un proceso de carga dinámica, ya que así reproducíamos *in vitro* las fuerzas funcionales masticatorias de forma más real; de esta

forma conseguíamos muestras de distintas formas: móviles porque los tornillos se iban aflojando antes de su fractura (Strub, 2003), y muestras fijas cuando la oclusión no lograba aflojar el tornillo y directamente se fracturaban. Según Strub, la máquina simuladora de masticación es una herramienta útil para estudiar la estabilidad de la interfase implante-pilar-tornillo (Strub, 2003).

En este caso simulamos la masticación sin termociclado, ya que el objetivo fue fatigar el tornillo para producirle una fractura sin importarnos las condiciones de humedad de la muestra.

Nuestras muestras fueron fatigadas durante la experimentación con una fuerza de 80 Ncm, ya que las cargas registradas en clínica varían entre 12 y 70 Ncm. No existen estudios para poder comparar estas características a la hora de querer fracturar tornillos rotos (Agustín 2017-2020).

6.1.3.2 Sobre el ensayo de compresión.

Tras el envejecimiento mediante carga dinámica, sometimos a las muestras a un ensayo de compresión hasta la fractura, que era lo que queríamos conseguir para tener preparadas las muestras para el siguiente paso del estudio.

La elección del diseño y el tipo de ensayo de compresión se basó en la normativa ISO para el estudio de implantes dentales endoóseos (ISO 14801: 2007); este ensayo por compresión se realizó con una máquina de carga estática Shimadzu® AG-100KN. La discusión se establece respecto a las variables que la norma permite, como diseño y disposición de las muestras y velocidad de avance de cruceta.

La velocidad de cruceta o de avance de la carga se refiere a la velocidad con la que el aplicador de fuerza (superficie esférica o plana) desciende hacia la muestra; se trata de un parámetro que debemos programar en las máquinas de carga universal. No existe una velocidad estandarizada para todas las máquinas, por lo que suele programarse dentro de un rango de avance que oscila entre 0,1 mm/min y 5 mm/min. La norma ISO 6872 establece una velocidad ideal entre 0,5 y 1,5 mm/min (ISO, 2007). Lo ideal sería que fuera lo más baja posible, es decir, que el puntero descendiera tan lento como fuese posible, para así asegurarnos que estamos en condiciones estáticas puras (Román, 2010; Agustín, 2012; Solá-Ruiz, 2015; Casas, 2015; Roig, 2015).

El ensayo realizado fue por compresión continua hasta la fractura de los tornillos, programamos la máquina a una velocidad de 0,5mm/min, dentro de lo que recomienda la norma ISO, lo más baja posible, aplicando la fuerza en la parte incisal de los pilares, mediante un puntero plano, hasta conseguir la fractura de los tornillos, evitando la fractura de los pilares.

6.1.4 DISCUSIÓN DE LOS MÉTODOS DE EXTRACCIÓN.

Partiendo de la base de que no existe un método universal que pueda aplicarse, se han mostrado muchas técnicas y métodos a través de informes de casos, con poca relevancia científica y, la mayoría, explica procedimientos con instrumen-

tos dentales convencionales, como por ejemplo el uso de una fresa afilada ligeramente en contacto con la parte expuesta del tornillo que, al activarla, consigue la rotación del tornillo hacia fuera (Williamson, 2001); también el uso de bastoncillos de algodón que vibran con la ayuda de ultrasonidos (Barbosa, 2014). Otro estudio indica que lo primero es utilizar sonda y luego, si no es posible la remoción del tornillo, pasaremos a utilizar un instrumento de acero inoxidable, con punta en forma de tenedor y mango largo, con pieza de mano a baja velocidad. Este instrumento permite eliminar tornillos de la parte apical del implante, pero cuando no es posible la eliminación indica la utilización de instrumentación ultrasónica alternando con la utilización de la punta en forma de horquilla (Imam, 2014).

En un artículo se propone agujerear por el centro el fragmento e introducir ahí una lima *H-file* e ir desenroscando el tornillo roto hasta su eliminación (Bo Kyun, 2017). Más recientemente, se han publicado otras técnicas más novedosas de extracción de tornillos de implantes, como la de Yang: en su artículo describe un método sencillo y económico para extraer un tornillo fracturado por encima o a nivel de la plataforma del implante mediante el uso de un destornillador personalizado fabricado con una aguja hipodérmica (Yang, 2019). Este método no se recomienda cuando la parte restante del tornillo está muy por debajo de la plataforma del implante. Según el sistema de implante y el tamaño del tornillo fracturado, el clínico puede elegir una aguja hipodérmica apropiada de un rango de calibre entre 10 y 34 (diámetro interior: 2,69 mm a 0,05 mm) para lograr un ajuste por fricción entre el tornillo y la aguja. Con esta técnica, se evita una intervención quirúrgica y limita el riesgo de dañar la rosca interna del implante. Otra solución publicada consiste en preparar otro tornillo, cortándolo a la longitud de la parte superior restante de las roscas internas del implante y, a continuación, conectar la prótesis existente con ese tornillo (Yi, 2019). Basan esta técnica en que los estudios *in vitro* publicados no presentan una relación significativa entre la longitud del tornillo del pilar y el aflojamiento del tornillo o su resistencia a la fractura, siempre que el tornillo tenga al menos 1,4 mm de largo o 3,5 roscas. Esta sería una solución conservadora, cuando no es posible por otro medio el eliminar completamente el fragmento del interior del implante. En otro estudio se habla de no desenroscar el tornillo si no que lo van a cortar en astillas para eliminarlo, eso lo realizan con un kit que consta de brocas, 2 guías de broca y 6 instrumentos de roscado manual (Nergiz, 2004).

En cuanto a los sistemas mecánicos o específicos de extracción existe una gran carencia de estudios. Ni tan siquiera las casas comerciales publican estudios clínicos que avalen la eficacia de sus productos. En algún trabajo se menciona la presencia de los kits de extracción, pero no se profundiza sobre ello, solo se presentan como un caso aislado. Hemos encontrado dos artículos con estudios *in vitro* en los que se comparan distintos kits de extracción frente al método convencional, siendo los procedimientos mecánicos los que lograron mejores resultados en la recuperación de los fragmentos de tornillos, tiempo de recuperación y preservación de la rosca interna de los implantes (Agustín, 2017- 2020).

Por tanto, resulta difícil realizar una discusión convencional entre autores con el mismo diseño de estudio, puesto que cada autor se ha limitado a describir técnicas que difieren las unas de las otras, y tampoco hay estudios *in vitro* ni análisis comparativos entre sistemas de extracción.

En cuanto a la bibliografía encontrada sobre el estudio de los distintos métodos a utilizar para la extracción de tornillos rotos, solo hemos encontrado dos artículos para poder comparar nuestros datos, en ellos se han realizado estudios similares, aunque no coincidentes en su totalidad.

El método convencional en el que se usa sonda y ultrasonidos resulta eficiente a la vez que económico, por tanto, es un buen método para la extracción de tornillos fracturados y así lo respaldan los datos estadísticos encontrados en los distintos estudios que tienen un 73,3% de éxito de extracción con este método (Agustín, 2017-2020). En nuestra investigación se encontró una tasa éxito de extracción para el método convencional del 71,1%. En los estudios de Agustín, no han diferenciado si el fragmento era móvil o no, en nuestro caso se observó que la tasa de extracción en los tornillos móviles fue del 93,1% y en los fijos del 51,9%.

Con respecto al kit mecánico Rhein83[®] diseñado para la extracción fue sencillo y eficaz; el 100% de los operadores así lo afirmaron (Agustín, 2020). En la valoración de los distintos sistemas utilizados, el kit Rhein83[®] fue el mejor valorado en los distintos puntos analizados, tanto en el estudio que realizó Agustín como en este estudio. Es importante destacar su facilidad de aprendizaje y manejo, lo cual hace que la experiencia del clínico no sea requisito esencial en el correcto uso del kit; de la misma manera lo apoyan los resultados del análisis estadístico, donde se muestra el mismo grado de habilidad entre operadores, y los propios operadores en la prueba de satisfacción. La tasa de éxito de extracción nuestra fue del 84,4%, muy similar al 96,7% estudio de Agustín (Agustín, 2020). En este estudio, se utilizaron dos tipos distintos de tornillos y de pilares, pilares de titanio con tornillos con espiras en toda su longitud y pilares de circona con tornillos solo activos en su parte apical, teniendo más éxito en la extracción en estos últimos.

En cuanto a los valores de éxito de los otros kits utilizados, podemos comparar los datos del kit de Sanhigia[®], en nuestro estudio con un éxito del 46,7% y para Agustín un 20%, estando no muy bien valorado (Agustín, 2017). En este mismo artículo pudimos comparar el kit de Phibo[®] con un 93,3% de éxito frente al nuestro con un 71,7%. No se tuvo en cuenta si era móvil o no. Los operadores nos indicaban que el kit Phibo[®] era más difícil de utilizar puesto que no tenía una guía que evitara tocar las paredes internas del implante.

A pesar de los buenos resultados obtenidos con el sistema mecánico de extracción, es importante señalar que, ante fracturas muy apicales, cuando se utiliza la guía con cualquiera de las fresas, ninguna de ellas llega a tocar la cabeza del tornillo debido a que el cilindro guía no les deja salir más allá de la punta; en estos casos es conveniente realizar la extracción sin la guía, con mucho cuidado de respetar la rosca interna.

6.2 DISCUSIÓN DE LA VALORACIÓN DE LA ROSCA INTERNA.

Es importante saber si el estado de nuestro implante es adecuado para volver a colocar la restauración con un nuevo tornillo, y para ello, nosotros utilizamos un tornillo nuevo para verificar la rosca interna. Cuando buscamos en la literatura métodos para saber si ha sido afectada la rosca interna una vez extraído el fragmento roto encontramos algunos artículos al respecto. En 2018 se publicó una técnica basada en la realización de una réplica de silicona de la superficie interna del implante; siendo un método predecible para evaluar clínicamente el cuerpo interno del implante; en esta técnica se compara la impresión del interior del implante a estudiar con otra impresión del interior de un implante sin afectación de la rosca interna (Igarashi, 2018).

En otro estudio del mismo autor, se evaluó la integridad de la eliminación de cualquier material del tornillo del pilar usando cuatro métodos diagnósticos (Igarashi, 2019):

- Evaluación mediante un poste de impresión. Si el poste asentaba completamente, el método de remoción usado había sido un éxito.
- Evaluación mediante fotografías obtenidas por microscopio. Se buscaban restos de tornillo y daño interior del cuerpo del implante.
- Evaluación mediante impresión con polivinil siloxano. Si se conseguía una réplica completa de la superficie interna del implante en la silicona, la remoción del fragmento había sido un éxito. Es la técnica descrita previamente y publicada en 2017.
- Evaluación de fotografías obtenidas mediante un estereomicroscopio. Seccionándose los implantes por la mitad, se consideró la extracción exitosa del tornillo fracturado cuando los residuos que quedaban en el fondo del orificio del tornillo del implante eran inferiores a 1,2 mm. Por esto, aunque el poste se inserte de manera correcta, puede no detectarse la presencia de un fragmento de tornillo apical.

En nuestro caso se aplicó la prueba de atornillado del tornillo de fijación protésico; si podíamos atornillar, sin resistencia, el pilar con un tornillo nuevo, sin movilidad de este, se daba por exitosa la operación, ya que nuestro fin era la recuperación del implante para su posterior uso tal y como estaba antes de la fractura.

6.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS.

Previa a la discusión de los resultados obtenidos, nos gustaría comentar que ha sido difícil encontrar estudios similares en la literatura, los únicos dos estudios encontrados han sido los realizados en el mismo departamento donde se ha ejecutado esta investigación (Agustín, 2017- 2020). No existe en la literatura otros estudios que valoren el éxito de los mecanismos extractores de tornillos rotos en implantes, y que nos puedan facilitar la elección de estos ante problemas en la clínica dental. Solo vamos a encontrar estudios que nos muestran cómo preparar

nuestras muestras para conseguir resultados lo más parecidos a la situación real en la boca de nuestros pacientes.

Una vez analizados los resultados, los compararemos con lo encontrado en la bibliografía consultada e iremos validando o negando las distintas hipótesis planteadas al inicio del estudio.

Cuando hablamos de la efectividad de los distintos sistemas, comparando los métodos mecánicos con el método convencional, según nuestros resultados podemos afirmar que ambos métodos son buenos pero que hay diferencias si el tornillo a extraer previamente estaba fijo o móvil. No hemos encontrado ningún estudio donde separen esta característica, con lo que no podemos comparar este resultado con nada. Si podemos afirmar, aceptando así la primera hipótesis planteada, **“el sistema de extracción mecánico de tornillos fracturados será más efectivo que el convencional”**, que la extracción de tornillos mecánica es más efectiva que la convencional, en el caso de los tornillos fijos, pero en el caso de los tornillos móviles, el sistema convencional sería igual de eficaz que el mecánico. Hay que comentar que cuando vamos a extraer un tornillo fijo, lo que hay que hacer es eliminar el torque del tornillo y para ello ni la sonda ni los ultrasonidos tienen tanta fuerza como los sistemas mecánicos. En cambio, en caso de que el fragmento esté móvil, muchas veces es más seguro desenroscar el fragmento poco a poco manualmente que utilizar los sistemas mecánicos que funcionan con fresas de forma horaria y que pueden enroscar más aún el fragmento en vez de sacarlo y nos dificulta o impide su extracción.

Estadísticamente sí que existe mayor probabilidad de extracción con el método mecánico que con el convencional; han sido extraídos más tornillos fijos con el kit mecánico, mientras que si hablamos de extracción de tornillos móviles vemos que con el método convencional es suficiente para su remoción.

Este estudio se puso en marcha debido a la frecuencia de complicaciones de este tipo que nos estábamos encontrando, pero lo más importante de todo, aparte de saber con qué es mejor intentar extraer el fragmento, es conseguir no dañar la rosca interna del implante para poder volver a utilizar de nuevo el implante, a ser posible, con la misma prótesis, solo cambiando el tornillo por otro nuevo. Para ello, después de la extracción se valoró dicha rosca interna; los resultados obtenidos nos hacen rechazar nuestra segunda hipótesis, **“los sistemas convencionales y mecánicos de extracción de tornillos no dañarán la rosca interna de los implantes”**, puesto que si existe un pequeño porcentaje de implantes con rosca interna dañada (9,8%); la rosca se vio alterada en solo cuatro implantes de la muestra total, impidiendo la posterior colocación de nuevo de la prótesis. Comparándolo con el estudio de Agustín, que encontró un 13,33% de afectación de la rosca interna (Agustín, 2017) y con su otro estudio en el que se obtuvo una afectación del 7,8% de las roscas internas de los implantes (Agustín, 2020), los valores son muy parecidos. En nuestro caso, podemos diferenciar entre tornillos previamente fijos o móviles; hemos observado que en los casos de movilidad previa el riesgo de afectación de la rosca se reduce un 94%. En el caso de los tornillos

móviles en el inicio, la afectación de la rosca fue del 1,5% mientras que en el caso de los tornillos inicialmente fijos esta afectación fue del 19,6%.

Estos resultados no se ven afectados ni por el método utilizado ni por el operador, lo único que se aprecia es que en las fracturas apicales son un poco más frecuentes y esto se debe a que para acceder al fragmento ya tenemos las espiras cerca de nuestras fresas o instrumentos utilizados, con lo que es más fácil tocarlas. Hay que destacar que uno de los kits utilizado no tenía guía por la que introducir la fresa y así evitar dañar la rosca interna. Esta guía se ha visto que es muy aconsejable, ya que al aplicar este método en boca existen muchos factores que hacen que se muevan los aditamentos, el contraángulo y las fresas con lo que es más difícil controlar la posición de las fresas si no existe una guía.

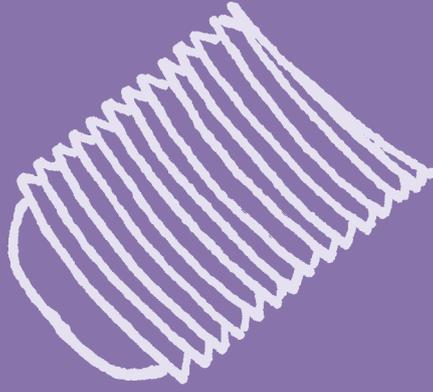
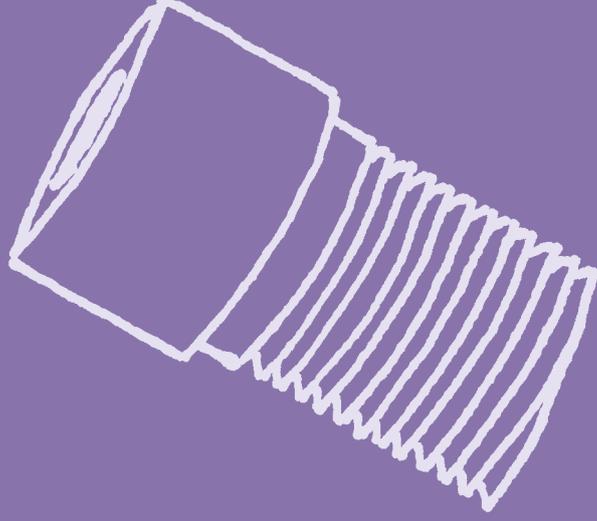
En el estudio se observaron tres tipos de niveles apico-coronales por donde se fracturaban los tornillos, encontrándose más fracturas a nivel coronal (51,7%), seguidas del nivel medio (35%) y menos frecuentes a nivel apical (13,3%). Esto puede deberse a que el punto de unión de la cabeza con el inicio de las espiras del tornillo está a nivel coronal. Si observamos las muestras del estudio de Agustín donde vio dos tipos de tornillos, las fracturas menos frecuentes eran a nivel apical (13,3%), seguidas de las del nivel medio (28,3%) y con más frecuencia encontrando las fracturas a nivel coronal (58,3%). Esto nos hace ver que los tornillos se van a fracturar más a nivel de la unión de la cabeza del tornillo con el cuerpo, sea como sea este cuerpo, es decir, sea totalmente con parte activa o liso con parte activa solo a nivel apical. En este estudio las muestras fueron repartidas de forma aleatoria a los distintos operadores siendo equitativa la distribución en cuanto a la zona de la fractura que presentaban; y se concluyó, rechazando así la tercera hipótesis, **“la localización de la fractura del tornillo influirá en su extracción”**, que no influye la localización de la fractura en el éxito de extracción del tornillo, ni en el tiempo requerido para dicha extracción.

En la muestra contábamos con 72 tornillos móviles y 108 tornillos fijos, es decir, un 40% de los tornillos presentaban movilidad. La movilidad inicial del tornillo fue una variable clave para explicar la probabilidad de éxito. Si el espécimen presentaba inicialmente movimiento, era más fácil extraerlo. Con esto aceptamos la cuarta hipótesis, **“los tornillos fracturados que presentan movilidad previa serán más rápidos y sencillos de extraer”**. El método empleado y la movilidad previa son las únicas variables que afectan a la duración del proceso. El método convencional y en método Rhein83[®] implicaron tiempos más cortos que los otros dos métodos mecánicos. En el trabajo de Agustín, donde solo compara el método convencional con el mecánico Rhein83[®], fueron más rápidos de extraer los tornillos con el método mecánico que con el convencional.

A los operadores se les dio las instrucciones de uso de los distintos kits, así como del uso de la forma convencional, a todos a la vez. Al finalizar la parte práctica de la investigación se les pasó una encuesta para conocer que pensaban de cada uno de los métodos empleado. Todos ellos pusieron al método Rhein83[®] como el mejor de los tres, y mostraron una clara intención de uso en clínica y

recomendación a otros operadores de su uso (9.33 en la escala de satisfacción). Esto coincide con la satisfacción encontrada en el estudio de Agustín donde los operadores valoraban solo el método Rhein83® y le daban una puntuación de 9 sobre 10 sobre su facilidad de uso y éxito obtenido. En el otro extremo tenemos el kit Phibo®, el cual no ha tenido buena valoración por los operadores: la explicación es la falta de guía en el sistema, lo que hace más difícil su uso, sobre todo pensando en llevarlo a clínica donde todo es más complicado, debido a la presencia de estructuras bucales, saliva y posición donde se encuentra el tornillo roto, lo que puede generar un acceso muy difícil. Esto conllevaría el poder tocar la rosca interna más fácilmente con lo que perderíamos la finalidad de uso del implante. Si bien, los operadores no tenían la misma experiencia en tratamientos protésicos sobre implantes, todos ellos fueron odontólogos con experiencia práctica de varios años, con lo que a la hora de entender y manejar material odontológico eran igual de válidos y consiguieron sacar los tornillos rotos con cifras muy parecidas. Por lo que tenemos que rechazar la última hipótesis, **“la experiencia del operador en la práctica sobre implantes será importante a la hora de conseguir sacar el tornillo roto”**. Con esto, se hace ver que cualquier odontólogo, aunque no tenga experiencia en este tema, puede eliminar fácilmente un tornillo roto del interior de un implante utilizando los métodos mecánicos de extracción. ■

7. CONCLUSIONES



7. CONCLUSIONES

Dentro de las limitaciones de este estudio *in vitro*, de acuerdo con los resultados anteriormente expuestos, podemos extraer las siguientes conclusiones:

1. La utilización de los sistemas de extracción de tornillos implanto-protésicos convencionales y mecánicos han conseguido la retirada de 123 tornillos rotos (68,3%).
 - 1.1 Con el sistema convencional se han retirado el 71,1% de los casos.
 - 1.2 Con los sistemas mecánicos se han retirado el 67,4% de los casos.

En algunos casos conviene combinar ambos sistemas para facilitar la retirada del tornillo fracturado.

2. Dentro de los sistemas mecánicos, el método Rhein83[®] alcanza una tasa de éxito del 84,4%, el método Phibo[®] y el convencional del 71,1% y el método Sanhigia[®] solo del 46,7%. El método Rhein83[®] se muestra como el más efectivo estadísticamente con respecto a los otros dos métodos mecánicos. El método convencional y Phibo[®] son similares estadísticamente y significativamente mejores que el método Sanhigia[®].
3. El tiempo de extracción de los tornillos fracturados se ve influenciado por diferentes variables:
 - 3.1 El tiempo requerido para la extracción de los tornillos va a depender del estado inicial del mismo. La influencia del método sobre el tiempo es aplicable a situaciones de movilidad o inmovilidad inicial del tornillo, en tornillos móviles va a ser menor que en tornillos inicialmente fijos. El método Sanhigia[®] es el que va a necesitar más tiempo para la extracción cuando el tornillo no se mueve; en los otros casos las diferencias relativas entre métodos se mantienen homogéneas. En los tornillos móviles el método convencional se iguala al método Rhein[®] siendo estos dos más rápidos que los métodos Phibo[®] y Sanhigia[®].
 - 3.2 El tiempo de extracción en tornillos fijos será menor en la utilización del sistema Rhein83[®] con respecto al método convencional y mecánicos Phi-

bo®/ Sanhigia®. El método Sanhigia® es el que más tiempo necesita para la extracción.

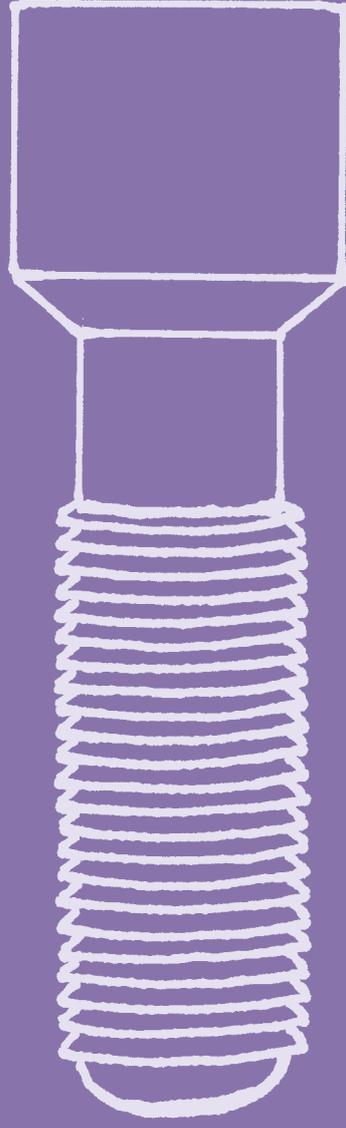
4. La situación, en cuanto a la movilidad del fragmento dentro del cuerpo del implante, ha influido en los resultados alcanzados; cuando el tornillo se mueve, la probabilidad de éxito es 12 veces mayor respecto a la inmovilidad.
 - 4.1. En los fragmentos inmóviles se ha conseguido remover el 51,9% de los casos.
 - 4.2 En los fragmentos móviles se ha conseguido remover el 93,1% de los casos.

Se aprecia que el método Rhein83® es el sistema menos afectado en su efectividad por la condición de inmovilidad del tornillo.

5. La situación, en cuanto a la posición apico-coronal del fragmento roto, no ha influido en la dificultad para la retirada del mismo.
6. La rosca interna de los implantes no se ha visto afectada estadísticamente por las maniobras de retirada de los fragmentos, aunque los daños han sido más frecuentes en los tornillos que se encontraban inmóviles, siendo las consecuencias sobre la rosca prácticamente nulas en los casos de movilidad previa del tornillo. Se ve una tendencia estadística a la afectación de la rosca interna en las fracturas apicales con respecto a las coronales.
7. El entrenamiento previo o la experiencia clínica del operador no parece influir en la tasa de éxito en la extracción del tornillo de fijación protésico fracturado dentro de un implante.
8. En el análisis del comportamiento de los sistemas mecánicos, el sistema Rhein83® es el elegido por los operadores por su sencillez y rapidez, en contraposición al método Phibo®, que fue el peor valorado debido a su complejidad de uso al no tener guía donde introducir la fresa.
9. Se necesitan más estudios *in vitro* e *in vivo* que demuestren el buen funcionamiento clínico de los sistemas mecánicos de extracción de tornillos consiguiendo mejorar y simplificar su protocolo clínico.

Implicación clínica: Según la experiencia clínica y los resultados de este estudio *in vitro*, es aconsejable, en caso de fractura de un tornillo, iniciar las maniobras de retirada con sistemas convencionales y, si es necesario, complementarlos con sistemas mecánicos guiados. ■

8. BIBLIOGRAFÍA



8. BIBLIOGRAFÍA

A

1. A. E. De N. Y Certificación, "Norma Europea standard (EN ISO 14801)" 2007.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.
3. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P, Jemt T. Long-term follow-up of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Maxillofac Implants* 1990;5(4):347-59.
4. Admin. Características y aplicaciones de los tornillos de titanio. *Organizarte magazine* 2019.
5. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:441-51.
6. Agustín R, Baixauli M, Gómez M, Cabanes G, Senent G, Roig A. In vitro comparison of the efficacy of two fractured implant-prosthesis screw extraction methods: Conventional versus mechanical. *J Prosthet Dent* 2020;124,6:720-726.
7. Agustín R, Faus J, Laguna M. Complicaciones derivadas de una incorrecta planificación quirúrgico-protésica en implantología oral. *Prótesis Estomatológica* 2012;14:107-113.
8. Agustín Panadero, R (2012). Estudio comparativo in vitro del comportamiento de las cerámicas de recubrimiento según el núcleo: óxido de circonio y metal. Tesis de Licenciatura. Valencia. Departamento de Estomatología (Unidad de Prostodoncia y Oclusión), Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.
9. Agustín R, Labaig C, Castillo B, Ferreiroa A, Solá MF. In Vitro Evaluation of Three Methods for the Retrieval of Fractured Screw Fragments from Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017;32:119-24.

10. Agustín R, Serra B, Roig A, Fons A, Solá MF. Fracture resistance and the mode of failure produced in metal-free crowns cemented onto zirconia abutments in dental implants. *Plos One* 2019;8;14(8):022055.
11. Albosefi A, Finkelman M, Zandparsa R. An in vitro comparison of fracture load of zirconia custom abutments with internal connection and different angulations and thickness: part I. *J Prosthodont* 2014;23(4):296-301.
12. Al-Dosari A, Al-Rowis R, Moslem F, Alshehri F, Ballo AM. Esthetic outcome for maxillary anterior single implants assessed by different dental specialists. *J Adv Prosthodont* 2016;8:345-53.
13. Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials. 11th ed. Saunders 2003.
14. Apicella D, Veltri M, Balleri P, Apicella A, Ferrari M. Influence of abutment material on the fracture strength and failure modes of abutment-fixture assemblies when loaded in a bio-faithful simulation. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(2):182-88.
15. Asvanund P, Morgano M. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011;106:266-271.
16. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implantsupported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006;33(5):380-6.
17. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implantsupported all-ceramic restorations: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95(2):111-6.
18. Avrampou M, Mericske-Stern R, Blatz MB, Katsoulis J. Virtual implant planning in the edentulous maxilla: criteria for decision-making of prosthesis design. *Clin Oral Impl Res* 2013;24 (Suppl. A100):152-9.

B

19. Barbosa JM, Ascenso J, Hirata R, Caramês J. The cotton driver: An alternative technique for removing fractured screw fragments. *J Prosthet Dent* 2014;112:1601-2.
20. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74(1):51-5.
21. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(5):781-9.
22. Bert M, Missika P. *Implantes oseteointegrados*. Masson 1993.
23. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):162-78.
24. Binon PP. The effect of implant abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9(2):149-60.

25. Bo Kyun S, Bongju K, Min Jeong K, Guk Hyun J, Kyung Won J, Yoo Jin S, Man Yong K, Jong-Ho L. Hollow abutment crew design for easy retrieval in case of screw fracture in dental implant system. *J Healthc Eng* 2017.
26. Boerrigter E, Geertman M, Van Oort R, Bouma J, Raghoobar G, van Waas M, et al. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures not retained by implants—a multicentre randomized clinical trial. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1995;33(5):282-288.
27. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez M. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-40.
28. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:26-34.
29. Brånemark PI, Engstrand P, Ohnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, Darle C, Lekholm U. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999;1(1):2-16.
30. Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing Co 1985; 1st edition:11-76.
31. Braulino de Melo A, Mendes JP, Carvalho N, Nogueira J, Neves MA, Luiz A, Pedrine M, Marques R. Failure Probability, Stress Distribution and Fracture Analysis of Experimental Screw for Micro Conical Abutment. *Braz Dent J* 2019;30(2):157-163.

C

32. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(1):90-4.
33. Casas Terrón, J (2015). Análisis del comportamiento de las restauraciones de circona monolítica en comparación con las de metal-cerámica y las de circonaporcelana. Tesis doctoral. Valencia. Departamento de Estomatología (Unidad de Prostodoncia y Oclusión), Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.
34. Charles J.Goodacre, Guillermo Bernal, Kitichai Rungcharassaeng, Joseph Y.K. Kan. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003 August;90:2.
35. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases:3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent* 2004;13(3):245-50.

36. Clelland NL, Seidt JD, Daroz L, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(5):953-9.

D

37. Dhima M, Paulusova V, Lohse C, Salinas TJ, Carr AB. Practice-based evidence from 29- year outcome analysis of management of the edentulous jaw using osseointegrated dental implants. *J Prosthodont* 2014;23:173-81.
38. Dhingra A, Weiner S, Luke AC, Ricci JL. Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(3):661-9.

E

39. Ekfeldt A, Ilo G. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An *in vivo* study. *Acta Odontol Scand* 1988;46(3):159-69.

F

40. Fábrega J, Ríos-Santos JV, Falco C, Herrero-Climent M. A modified protocol for restorative implant abutment selection by using computer-aided design and computer-aided manufacturing technology. *J Prosthet Dent* 2020.
41. Fernández C, Alvarado E. Uso de la sobredentadura v/s prótesis removible convencional. Conferencia Congreso de Odontología USS. Patagonia. Septiembre 2017.
42. Fernández-Estevan L. Sobredentaduras sobre implantes: una buena alternativa para pacientes: Estudio Clínico de comportamiento biomecánico y de impacto en la calidad de vida. Editorial Académica Española. 30 abril 2020.
43. Ferreiroa A, Peñarrocha M, Pradíes G, Sola M, Agustín R. Cemented and screw-retained implant-supported single-tooth restorations in the molar mandibular region: A retrospective comparison study after an observation period of 1 to 4 years. *J Clin Exp Dent* 2015; 7: 89-94.
44. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution for external and internal implant abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003;15(8):625-63.
45. Florian R, Christoph R, Christoph K, Anna W, Silvia B, Holger Z. Influence of different agents on the preload force of implant abutment crews. *J Prosthodont* 2021;26:581-5.
46. Fons A, Agustín R, Solá M. Prostodoncia fija. Fundamentos y procedimientos clínicos. Ed.Lisermed 2021.

47. Freitas AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci* 2011;119(4):323-30.
48. Froum SJ. *Dental implant complications: Etiology, prevention and treatment*. United Kingdom: Wiley-Blackwell 2010.
49. Fuertes Dopico E.M. *Prótesis sobre implantes*. Ed. Síntesis 2017.

G

50. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2014;40:50-60.
51. Gazzotti PD, Endruhn A. *La rehabilitación implanto-protésica*. 1a ed. Buenos Aires: Providence 2008.
52. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Dwdigi M, Piatelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cycling loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int* 2006;37(1):19-26.
53. Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(3):546-54.
54. Geertman ME, van Waas MA, van't Hof MA, Kalk W. Denture satisfaction in a comparative study of implant-retained mandibular overdentures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(2):194-20.
55. Gil FJ, Planell Estany JA. Aplicaciones biomédicas del titanio v sus aleaciones. *Biomecánica* 1993;1 (1):34-42.
56. Giménez J. Consideraciones biomecánicas y de oclusión en prótesis sobre implantes. *ROE* 1996;1:63-76.
57. Goodacre C, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan J. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90:121-32.
58. Goodacre CJ, Kan J, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81:537-52.
59. Golbano N, García F, García J. Estética de los tejidos blandos periimplantarios. *Cient dent* 2005;2:17-30.
60. González J. La implantación en la época moderna (siglos XVIII y XIX). *SEI* 2012;19:34-44.
61. Gracis S. Prosthetic and biomechanical factors affecting bone remodelling around implants. *Eur J Esthet Dent* 2013;8(2):314-33.
62. Grossmann Y, Sadan A, Levin L. A retrospective case series of implants used to restore partially edentulous patients with implant-supported removable partial dentures: 31-month mean follow-up results. *Quintessence Int* 2008;39:665-71.
63. Gupta R, Weber KK. *Dental Implants*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing 2018.

64. Gupta R, Gupta N, Weber KK. Dental Implants. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing 2020.
65. Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg* 2015; 6:3-8.
66. Gutierrez J.L, García M. Integración de la implantología en la práctica odontológica. *Ergon* 2002.

H

67. Haidar A, Matos N, Ayllón JM, Moreno J, Nuñez E, Velasco E. El efecto de la fatiga cíclica sobre los pilares de implantes dentales. *Av Odontoestomatol* 2020;36(2):89-97.
68. Hamed MT, Abdullah Mously H, Khalid Alamoudi S, Hossam Hashem AB, Hussein Naguib G. A Systematic Review of Screw versus Cement-Retained Fixed Implant Supported Reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent* 2020 Jan;14(12):9-16.
69. Harbi FA. Mandibular implant-supported overdentures: Prosthetic overview. *Saudi J Med Med Sci* 2018;6(1):2-7.
70. Hebel KS, Gajjar RC. Cemented-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthetic Dent* 1997;77(1):28-35.
71. Heierle L, Wolleb K, Hämmerle CH, Wiedemeier DB, Sailer I, Thoma DS. Randomized Controlled Clinical Trial Comparing Cemented Versus Screw-Retained Single Crowns on Customized Zirconia Abutments: 3-Year Results. *Int J Prosthodont*. 2019 Mar/Apr;32(2):174-6.
72. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5 year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(4):450-5.

I

73. Igarashi K, Afrashtehfar KI. Clinical assessment of fractured implant abutment screws: the bernese silicone replica technique. *J Prosthet Dent* 2018 May;119(5):717-9.
74. Igarashi K, Afrashtehfar KI, Schimmel M, Gazzaz A, Brägger U. Performance of a repair service set for the retrieval of fractured abutment screws: a pilot in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019 May/June;34(3):567-73.
75. Illan E, Arroyo MP, Cervantes M, Aragoneses JM. Implantología oral. Planificación del tratamiento en implantología oral. *RCOE* 2014;19:81-9.
76. Ilzarbe Luis M. Guía de tubo de silicona para manipular tornillos en implantología oral. *Gaceta Dental*, Marzo 2009.

77. Imam AY, Moshaverinia A, Chee WW, McGlumphy EA. A technique for retrieving fractured implant screws. *J Prosthet Dent* 2014;111:81-3.

J

78. Jemt T, Laney WR, Harris D. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(1):29-36.
79. Jiménez-García J. Implantología estética. Como lograrla de forma sencilla, aspectos quirúrgicos y protésicos a tener en consideración para lograr un buen resultado final. *RCOE* 2005;10:327-33.
80. Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):353-9.
81. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:119-30.
82. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:2-21.

K

83. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):604-10.
84. Kim S, Kim HI, Brewer JD, Monaco EA. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2009;101(4):226-30.
85. Kim KS, Lim YS, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, Yim SH. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant abutment connection. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(8):834-9.
86. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implantsupported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:720-6.
87. Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou A, Roussou V. Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. *J Esthet Restor Dent* 2017;29:233-46.

L

88. Lamperti ST, Wolleb K, Hämmerle CHF, Jung RE, Hüsler J, Thoma DS. Cemented versus screw-retained zirconia-based single-implant restorations: 5-year results of a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2022 Jan; 20.
89. Lemus- Cruz L, Almagro Z. The origin and evolution of dental implant. *Rev Haban CiencMéd* 2009; 8(4).
90. Lindhe J, Berglundh T. The interface between the mucosa and the implant. *Periodontol 2000* 1998;17:47-54.
91. Lozano M. El titanio: ¿material ideal para los implantes dentales? *Artículos Blog, Axioma* 2017.

M

92. Mangano F, Macchi A, Caprioglio A, Sammons RL, Piattelli A, Mangano C. Survival and complication rates of fixed restorations supported by locking-taper implants: a prospective study with 1 to 10 years of follow-up. *J Prosthodont* 2014;23:434-44.
93. Manor Y, Oubaid S, Mardinger O, Chaushu G, Nissan J. Characteristics of early versus late implant failure: a retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67:2649-52.
94. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86(1):24-32.
95. Martínez Rus F, Ferreira, Özcan M, Bartolomé JF, Pradiés G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:1448-55.
96. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42(1):71-89.
97. Melescanu Imre M, Marin M, Preoteasa E, Tancu AM, Preoteasa CT. Two implant overdenture—the first alternative treatment for patients with complete edentulous mandible. *J Med Life* 2011;4(2):207–9.
98. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007;20(6):623-5.
99. Meller C. Importancia de la odontología preventiva en el adulto mayor: Una aproximación personal. *Odontol Prev* 2008;1:73-82.
100. Mitsias ME, Silva NR, Pines M, Stappert C, Thompson VP. Reliability and fatigue damage modes of zirconia and titanium abutments. *Int J Prosthodont* 2010;23(1):56-9.
101. Mizumoto RM, Jamjoom FZ, Yilmaz B. A risk-based decision making tree for managing fractured abutment and prosthetic screws: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2018;119:552-59.

102. Misch Carl E. Dental implant prosthetics. Elsevier Mosby 2004.
103. Misch Carl E. Implantología contemporánea. 1ª Ed. Elsevier 2009.
104. Misch C. Prótesis Dental sobre implantes. España. Elsevier-Mosby 2006.

N

105. Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a fractured implant abutment screw: A clinical report. *J Prothet Dent* 2004 Jun;91(6):513-517.
106. Niiomi N. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 2008 Jan;1(1):30-42.
107. Nissan J, Ghelfan O, Gross M, Chaushu G. Analysis of load transfer and stress distribution by splinted and unsplinted implant-supported fixed cemented restorations. *J Oral Rehab* 2010;37(9):658-62.
108. Nothdurft FP, Doppler KE, Erdelt KJ, Knauber AW, Pospiech PR. Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. *Clin Oral Investig* 2011;15(2):157-63.
109. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(4):290-8.

O

110. Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Magne P. Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom implant zirconia abutments. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(12):1360-8.
111. Omori Y, Lang NP, Botticelli D, Papageorgiou SN, Baba S. Biological and mechanical complications of angulated abutments connected to fixed dental prostheses. A systematic review with meta-analysis. *J Oral Rehabil* 2020;47:101-11.
112. Otorp A, Jemt T, Wennerberg A, Berggren C, Brycke M. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(3):141-9.

P

113. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitation for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:102-10.
114. Papaspyridakos P, Mokti M, Chen CJ, Benic GI, Gallucci GO, Chronopoulos V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16:705-17.
115. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prostodont* 2010;19(6):458-64.

116. Peñarrocha M. Criterios de selección del paciente en implantología oral: factores generales y locales. *Anales españoles de odontostomatología* 1997;3:103-10.
117. Peñarrocha M. *Implantología oral*. Barcelona: Ars Medica; 2006.
118. Petersen P, Yamamoto T. Improving the oral health of older people: the approach of the WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol* 2005;33 (2):81-92.
119. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:308-24.
120. Pjetursson BE, Brägger U, Lang N, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;18:97-113.
121. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:625-42.
122. Protopapadaki M, Monaco EA Jr, Kim HI, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent* 2013;110(5):389-96.
123. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29:199-214.
124. Prithviraj DR, Madan V, Harshamayi P, Kumar C G, Vashisht R. A comparison of masticatory efficiency in conventional dentures, implant retained or supported overdentures and implant supported fixed prostheses: A literature review. *J Dent Implant* 2014;4:153-7.

Q

125. Quek HC, Tan KB, Nicholls JL. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008 Mar-Apr;23(2):253-62.

R

126. REAL ACADEMIA ESPAÑOLA: *Diccionario de la lengua española*, 23.^a ed., [versión 23.5 en línea] <https://dle.rae.es>, 2014.
127. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):326-34.

128. Ragauskaitė A, Žekonis G, Žilinskas J, Gleiznys A, Ivanauskienė E, Gleiznys . The comparison of cement- and screw-retained crowns from technical and biological points of view. *Stomatologija* 2017;19:44-50.
129. Rasperini G, Maglione M, Cocconecelli PS, Simion M. In vivo early plaque formation on pure titanium and ceramic abutments: a comparative microbiological and SEM analysis. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(6):357-64.
130. Rios H, Borgnakke W, Benavides E. The Use of Cone-Beam Computed Tomography in Management of Patients Requiring Dental Implants: An American Academy of Periodontology Best Evidence Review. *J Periodontol* 2017;88:946-59.
131. Roig Vanaclocha, A. (2015). Estudio *in vitro* de la resistencia a la fractura tras la fatiga de coronas cementadas sobre pilares de zircona. Tesis doctoral. Valencia. Departamento de Estomatología (Unidad de Protoprotesis y Oclusión), Facultad de Medicina y Odontología de la Universidad de Valencia.
132. Román-Rodríguez JL, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Granell-Ruiz M, Solá-Ruiz MF, Amigó-Borrás V, Busquets-Mataix D, Vicente-Escuder A. In vitro experimental study of bonding between aluminium oxide ceramics and resin cements. *Me Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15(1):95-100.
133. Rosentritt, M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent* 2014;42(8):1019-26.
134. Ruiz Ajenjo, M. Análisis comparativo del comportamiento mecánico de los tornillos de implantes dentales. *Gaceta Dental*, Abril 2021.

S

135. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hammerle CH, Schneider D. Cemented and screwretained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:163-201.
136. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjeturson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(4):4-31.
137. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(5):850-8.
138. Sánchez A, Vara de la Fuente JC, Bowen A, Castillo de Oyagüe R. Plan de tratamiento y toma de decisiones en prótesis sobre implantes. *Gaceta Dental* 2005;159:131-52.

139. Sánchez-Pérez A, Moya-Villaescusa MJ, Jornet-García A, Gomez S. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2010;15:504-8.
140. Sanz I, García-Gargallo M, Herrera D, Martín C, Figuero E, Sanz M. Surgical protocols for early implant placement in post-extraction sockets: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:67-79.
141. Schwartz-Arad D, Kidron N, Dolev E. A long-term study of implants supporting overdentures as a model for implant success. *J Periodontol* 2005;76:1431-5.
142. Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Queck HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(4):797-806.
143. Sghaireen MG. Fracture resistance and mode of failure of ceramic versus titanium implant abutments and single implant-supported restorations. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17(3):554-61.
144. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machrei EE. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: Mechanical behavior. *Clin Impl Dent Relat Res* 2014;16:178-84.
145. Silva JD, Kazimiroff J, Papas A, Curro FA, et al. Outcomes of implants and restorations placed in general practices. *J Am Dent Assoc* 2014;145:704-13.
146. Silva NR, Nourian P, Coelho PG, Rekow ED, Thompson VP. Impact fracture resistance of two titanium-abutment system versus a single-piece ceramic implant. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;13(2):168-173.
147. Sim BK, Kim B, Kim MJ, Jeong GH, Ju KW, Shin YJ, Kim MY, Lee JH. Hollow Abutment Screw Design for Easy Retrieval in Case of Screw Fracture in Dental Implant System. *J Healthc Eng* 2017. Doi: 10.1155 / 2017/4842072.
148. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2):67-73.
149. Solá-Ruiz MF, Selva-Otaolaurruchi E, Senent-Vicente G, González-de-Cossio I, Amigó-Borrás V. Accuracy combining different brands of implants and abutments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2013 Mar 1;18(2):e332-6.
150. Solá-Ruiz MF, Agustín-Panadero R, Fons-font A, Labaig-Rueda C. A prospective evaluation of zirconia anterior partial fixed dental prostheses: Clinical results after seven years. *J Prosthet Dent* 2015;113(6):578-84.
151. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):581-5.
152. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1276-84.

153. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(2):488-93.
154. Stuart J. Froum. *Dental Omplant Complications: Etiology, Prevention and Treatment, Second Edition*. 2016
155. Strub J, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):167-71.

T

156. Tarnow D, Magner AW, Flecher P. The effect of the distance from the contact point to the crest of bone on the presence or absence of the interproimal dental papilla. *J Periodontol*;63,995-6.
157. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspectives and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):66-75.
158. Techeira G. Tipos de Roscas - Clasificación - de Máquinas y Herramienta. 2016. <https://images.app.goo.gl/znVMwGypGSB6ZHU56>.
159. TITANIO, características, propiedades y usos. Concepto ABC. <https://conceptoabc.com/titanio/>.
160. Tomasi C, Wennstr m JL, Berglundh T. Longevity of teeth and implants: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2008;35 Suppl 1:23-33.
161. Thomason K, Bendkowski A, Ellis JS. Two implant retained overdentures- a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *J Dent*. 2012 Jan;40(1):22-34.
162. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont* 1995;8(3):265-72.
163. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cycling loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implans. *Dent Mater J* 2009;28(4):373-81.
164. Turkyilmaz I Company AM, McGlumphy EA. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology* 2010 Mar;27(1):3-10.

U

165. Upedran A, Gupta N, Salisbury H G. *Dental Mini-Implants*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing 2020.

V

166. Van der Weijden F, Dell'Acqua F, Slot DE. Alveolar bone dimensional changes of postextraction sockets in humans: a systematic review. *J Clin Periodontol* 2009;36:1048–58.
167. Vanlioğlu B, Zkan Y, Kulak- zkan Y. Retrospective analysis of prosthetic complications of implant-supported fixed partial dentures after an observation period of 5 to 10 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28:1300-4.
168. Velasco E, Guil L, Jiménez A, Segura JJ, Matos N, Moreno J. El tratamiento con implantes dentales en los pacientes adultos mayores. *Av Odontoestomatol* 2015;31:217-29.
169. Velasco E, Pato Mourelo J, Lorrio Castro JM, Cruz Valiño JM, Poyato Ferrera M. El tratamiento con implantes dentales postextracción. *Av Periodon Implantol* 2007;19:35-42.
170. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia and alumina procera abutments with hexagonal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(4):575-80.
171. Von Wowern N, Gotfredsen K. Implant-supported overdentures, a prevention of bone loss in edentulous mandibles? A 5-year follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:19-25.

W

172. Wat PY, Pow EH, Chow TW. A new prosthodontic technique for fabricating cemented-retained implant-supported prostheses. *Quintessence Int* 2000;31:187-90.
173. Weininger B, McGlumphy E, Beck M. Esthetic evaluation of materials used to fill access holes of screw-retained implant crowns. *J Oral Implantol* 2008;34(3):145-9.
174. Williamson RT, Robinson FG. Retrieval technique for fractured implant screws. *J Prosthet Dent* 2001;86:549-50.

Y

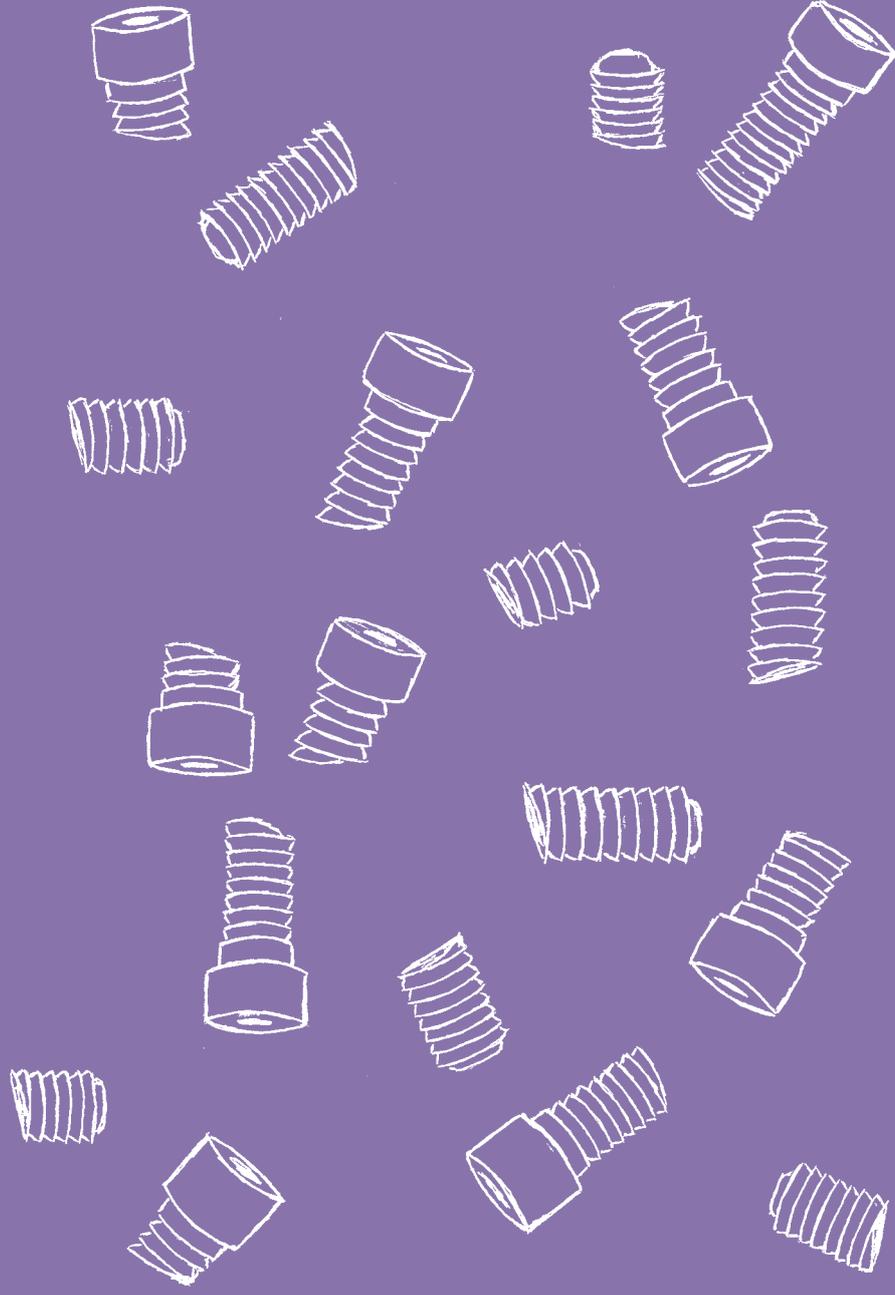
175. Yang CH, Wu AY. A technique to retrieve a fractured implant abutment screw by using a screwdriver fashioned from a needle. *J Prosthet Dent* 2019 Apr;121(4):709-10.
176. Yi Y, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Alternative approach to salvaging an implant with a fractured screw fragment: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2021 Jan;125(1):18-21.
177. Yilmaz B, Gilbert AB, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Displacement of Implant Abutments Following Initial and Repeated Torquening. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(5):1011-18.

178. Yoon JH, Lee H, Kim M. Safe removal of a broken abutment screw with customized drill guide and rotary instrument: A clinical report. *J Prostodont* 2016;25:170-3.

Z

179. Zabalegui I. Influencia de la ubicación de los implantes sobre la restauración definitiva. *RCOE* 2002;7:47-54.
180. Zembic, A, Kim, S, Zwahlen, M, Kelly, JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:99-116.
181. Zurdo J, Romao C, Wennström JL. Tasas de supervivencia y complicación de Implante de prótesis parciales fijas soportadas por implantes: una revisión sistemática. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:59-66.

9. ANEXOS



9. ANEXOS

MÉTODO DE EXTRACCIÓN

	N	%
Total	180	100,0%
convencional	45	25,0%
Rhein83®	45	25,0%
Sanhigia®	45	25,0%
Phibo®	45	25,0%

OPERADOR SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	180	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%
Op. 1	60	33,3%	15	33,3%	15	33,3%	15	33,3%	15	33,3%
Op. 2	60	33,3%	15	33,3%	15	33,3%	15	33,3%	15	33,3%
Op. 3	60	33,3%	15	33,3%	15	33,3%	15	33,3%	15	33,3%

TIPO DE FRACTURA SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	180	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%
Coronal	93	51,7%	23	51,1%	25	55,6%	26	57,8%	19	42,2%
Medio	63	35,0%	15	33,3%	13	28,9%	15	33,3%	20	44,4%
Apical	24	13,3%	7	15,6%	7	15,6%	4	8,9%	6	13,3%

MOVIMIENTO INICIAL SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	180	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%
no	108	60,0%	26	57,8%	30	66,7%	28	62,2%	24	53,3%
sí	72	40,0%	19	42,2%	15	33,3%	17	37,8%	21	46,7%

ÉXITO SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	180	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%	45	100,0%
no	57	31,7%	13	28,9%	7	15,6%	24	53,3%	13	28,9%
sí	123	68,3%	32	71,1%	38	84,4%	21	46,7%	32	71,1%

ÉXITO SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO					
	TOTAL		CONVENCIONAL		MECÁNICO	
	N	%	N	%	N	%
Total	180	100,0%	45	100,0%	135	100,0%
no	57	31,7%	13	28,9%	44	32,6%
sí	123	68,3%	32	71,1%	91	67,4%

AFECTACION ROSCA INTERNA SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	123	100,0%	32	100,0%	38	100,0%	21	100,0%	32	100,0%
no	111	90,2%	27	84,4%	35	92,1%	19	90,5%	30	93,8%
sí	12	9,8%	5	15,6%	3	7,9%	2	9,5%	2	6,3%

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO				
	TOTAL	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®	PHIBO®
N	123	32	38	21	32
Media	3,17	2,58	2,57	4,32	3,70
Desviación típica	2,52	2,50	1,78	3,04	2,67
Mínimo	,22	,30	,22	,98	,22
Máximo	9,92	9,67	7,62	9,67	9,92
Percentil 25	1,50	,81	1,50	2,17	1,85
Mediana	2,22	2,08	2,03	2,70	2,65
Percentil 75	4,17	2,88	3,47	6,83	5,32

ÉXITO SEGÚN OPERADOR POR MÉTODO

				TOTAL	NO	SÍ	
MÉTODO	Total	OPERADOR	Total	N	180	57	123
				%	100,0%	31,7%	68,3%
			Op. 1	N	60	20	40
				%	100,0%	33,3%	66,7%
			Op. 2	N	60	22	38
				%	100,0%	36,7%	63,3%
	Op. 3	N	60	15	45		
		%	100,0%	25,0%	75,0%		
	convencional	OPERADOR	Total	N	45	13	32
				%	100,0%	28,9%	71,1%
			Op. 1	N	15	3	12
				%	100,0%	20,0%	80,0%
			Op. 2	N	15	6	9
				%	100,0%	40,0%	60,0%
Op. 3	N	15	4	11			
	%	100,0%	26,7%	73,3%			

MÉTODO	Rhein83®	OPERADOR	Total	N	45	7	38
				%	100,0%	15,6%	84,4%
			Op. 1	N	15	4	11
				%	100,0%	26,7%	73,3%
			Op. 2	N	15	3	12
				%	100,0%	20,0%	80,0%
			Op. 3	N	15	0	15
				%	100,0%	,0%	100,0%
	Sanhigia®	OPERADOR	Total	N	45	24	21
				%	100,0%	53,3%	46,7%
			Op. 1	N	15	9	6
				%	100,0%	60,0%	40,0%
			Op. 2	N	15	8	7
				%	100,0%	53,3%	46,7%
			Op. 3	N	15	7	8
				%	100,0%	46,7%	53,3%
	Phibo®	OPERADOR	Total	N	45	13	32
				%	100,0%	28,9%	71,1%
			Op. 1	N	15	4	11
				%	100,0%	26,7%	73,3%
			Op. 2	N	15	5	10
				%	100,0%	33,3%	66,7%
			Op. 3	N	15	4	11
				%	100,0%	26,7%	73,3%

ÉXITO SEGÚN TIPO DE FRACTURA POR MÉTODO

					TOTAL	NO	SÍ	
MÉTODO	Total	TIPO FRACTURA	Total	N	180	57	123	
				%	100,0%	31,7%	68,3%	
			coronal	N	93	26	67	
				%	100,0%	28,0%	72,0%	
			medio	N	63	22	41	
				%	100,0%	34,9%	65,1%	
		apical	N	24	9	15		
			%	100,0%	37,5%	62,5%		
		convencional	TIPO FRACTURA	Total	N	45	13	32
					%	100,0%	28,9%	71,1%
				coronal	N	23	4	19
					%	100,0%	17,4%	82,6%
	medio			N	15	6	9	
				%	100,0%	40,0%	60,0%	
	apical		N	7	3	4		
			%	100,0%	42,9%	57,1%		
	Rhein83®		TIPO FRACTURA	Total	N	45	7	38
					%	100,0%	15,6%	84,4%
				coronal	N	25	4	21
					%	100,0%	16,0%	84,0%
		medio		N	13	2	11	
				%	100,0%	15,4%	84,6%	
		apical	N	7	1	6		
			%	100,0%	14,3%	85,7%		

MÉTODO	Sanhigia®	TIPO FRACTURA	Total	N	45	24	21	
				%	100,0%	53,3%	46,7%	
		coronal	Total	N	26	11	15	
				%	100,0%	42,3%	57,7%	
			medio	N	15	9	6	
				%	100,0%	60,0%	40,0%	
		apical	N	4	4	0		
			%	100,0%	100,0%	,0%		
		Phibo®	TIPO FRACTURA	Total	N	45	13	32
					%	100,0%	28,9%	71,1%
	coronal			N	19	7	12	
				%	100,0%	36,8%	63,2%	
	medio	N		20	5	15		
		%		100,0%	25,0%	75,0%		
apical	N	6		1	5			
	%	100,0%		16,7%	83,3%			

ÉXITO SEGÚN MOVIMIENTO INICIAL POR MÉTODO

				TOTAL	NO	SÍ	
MÉTODO	Total	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	180	57	123
				%	100,0%	31,7%	68,3%
			no	N	108	52	56
				%	100,0%	48,1%	51,9%
			sí	N	72	5	67
				%	100,0%	6,9%	93,1%
	convencional	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	45	13	32
				%	100,0%	28,9%	71,1%
			no	N	26	13	13
				%	100,0%	50,0%	50,0%
			sí	N	19	0	19
				%	100,0%	,0%	100,0%
	Rhein83®	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	45	7	38
				%	100,0%	15,6%	84,4%
			no	N	30	6	24
				%	100,0%	20,0%	80,0%
			sí	N	15	1	14
				%	100,0%	6,7%	93,3%
	Sanhigia®	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	45	24	21
				%	100,0%	53,3%	46,7%
no			N	28	20	8	
			%	100,0%	71,4%	28,6%	
sí			N	17	4	13	
			%	100,0%	23,5%	76,5%	
Phibo®	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	45	13	32	
			%	100,0%	28,9%	71,1%	
		no	N	24	13	11	
			%	100,0%	54,2%	45,8%	
		sí	N	21	0	21	
			%	100,0%	,0%	100,0%	

AFECTACIÓN ROSCA INTERNA SEGÚN OPERADOR POR MÉTODO

					TOTAL	NO	SÍ	
MÉTODO	Total	OPERADOR	Total	N	123	111	12	
				%	100,0%	90,2%	9,8%	
			Op. 1	N	40	38	2	
				%	100,0%	95,0%	5,0%	
			Op. 2	N	38	33	5	
				%	100,0%	86,8%	13,2%	
		Op. 3	N	45	40	5		
			%	100,0%	88,9%	11,1%		
		convencional	OPERADOR	Total	N	32	27	5
					%	100,0%	84,4%	15,6%
				Op. 1	N	12	10	2
					%	100,0%	83,3%	16,7%
	Op. 2			N	9	8	1	
				%	100,0%	88,9%	11,1%	
	Op. 3		N	11	9	2		
			%	100,0%	81,8%	18,2%		
	Rhein83®		OPERADOR	Total	N	38	35	3
					%	100,0%	92,1%	7,9%
				Op. 1	N	11	11	0
					%	100,0%	100,0%	,0%
		Op. 2		N	12	10	2	
				%	100,0%	83,3%	16,7%	
		Op. 3	N	15	14	1		
			%	100,0%	93,3%	6,7%		

MÉTODO	Sanhigia®	OPERADOR	Total	N	21	19	2
				%	100,0%	90,5%	9,5%
			Op. 1	N	6	6	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			Op. 2	N	7	6	1
				%	100,0%	85,7%	14,3%
	Op. 3	N	8	7	1		
		%	100,0%	87,5%	12,5%		
	Phibo®	OPERADOR	Total	N	32	30	2
				%	100,0%	93,8%	6,3%
			Op. 1	N	11	11	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			Op. 2	N	10	9	1
				%	100,0%	90,0%	10,0%
Op. 3	N	11	10	1			
	%	100,0%	90,9%	9,1%			

AFECTACIÓN ROSCA INTERNA SEGÚN TIPO DE FRACTURA POR MÉTODO

				TOTAL	NO	SÍ	
MÉTODO	Total	TIPO FRACTURA	Total	N	123	111	12
				%	100,0%	90,2%	9,8%
			coronal	N	67	63	4
				%	100,0%	94,0%	6,0%
			medio	N	41	36	5
				%	100,0%	87,8%	12,2%
			apical	N	15	12	3
				%	100,0%	80,0%	20,0%
	convencional	TIPO FRACTURA	Total	N	32	27	5
				%	100,0%	84,4%	15,6%
			coronal	N	19	17	2
				%	100,0%	89,5%	10,5%
			medio	N	9	8	1
				%	100,0%	88,9%	11,1%
			apical	N	4	2	2
				%	100,0%	50,0%	50,0%
	Rhein83®	TIPO FRACTURA	Total	N	38	35	3
				%	100,0%	92,1%	7,9%
			coronal	N	21	20	1
				%	100,0%	95,2%	4,8%
			medio	N	11	10	1
				%	100,0%	90,9%	9,1%
			apical	N	6	5	1
				%	100,0%	83,3%	16,7%

MÉTODO	Sanhigia®	TIPO FRACTURA	Total	N	21	19	2
				%	100,0%	90,5%	9,5%
			coronal	N	15	15	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			medio	N	6	4	2
				%	100,0%	66,7%	33,3%
	Phibo®	TIPO FRACTURA	Total	N	32	30	2
				%	100,0%	93,8%	6,3%
			coronal	N	12	11	1
				%	100,0%	91,7%	8,3%
			medio	N	15	14	1
				%	100,0%	93,3%	6,7%
			apical	N	5	5	0
				%	100,0%	100,0%	,0%

AFECTACIÓN ROSCA INTERNA SEGÚN MOVIMIENTO INICIAL POR MÉTODO

MÉTODO		MOVIMIENTO INICIAL		TOTAL			
				N	NO	SÍ	
	Total	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	123	111	12
				%	100,0%	90,2%	9,8%
			no	N	56	45	11
				%	100,0%	80,4%	19,6%
			sí	N	67	66	1
				%	100,0%	98,5%	1,5%
	convencional	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	32	27	5
				%	100,0%	84,4%	15,6%
			no	N	13	9	4
				%	100,0%	69,2%	30,8%
			sí	N	19	18	1
				%	100,0%	94,7%	5,3%
	Rhein83®	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	38	35	3
				%	100,0%	92,1%	7,9%
			no	N	24	21	3
				%	100,0%	87,5%	12,5%
			sí	N	14	14	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
	Sanhigia®	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	21	19	2
				%	100,0%	90,5%	9,5%
no			N	8	6	2	
			%	100,0%	75,0%	25,0%	
sí			N	13	13	0	
			%	100,0%	100,0%	,0%	
Phibo®	MOVIMIENTO INICIAL	Total	N	32	30	2	
			%	100,0%	93,8%	6,3%	
		no	N	11	9	2	
			%	100,0%	81,8%	18,2%	
		sí	N	21	21	0	
			%	100,0%	100,0%	,0%	

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN OPERADOR POR MÉTODO

	MÉTODO																			
	TOTAL				CONVENCIONAL				RHEIN83®				SANHIGIA®				PHIBO®			
	OPERADOR				OPERADOR				OPERADOR				OPERADOR				OPERADOR			
	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3
N	123	40	38	45	32	12	9	11	38	11	12	15	21	6	7	8	32	11	10	11
Media	3,17	2,73	3,17	3,55	2,58	3,48	,99	2,90	2,57	1,72	3,08	2,78	4,32	4,09	4,10	4,68	3,70	2,19	4,58	4,41
Desviación típica	2,52	2,18	2,70	2,65	2,50	2,97	,72	2,42	1,78	1,21	2,25	1,57	3,04	2,23	3,58	3,39	2,67	1,27	2,65	3,22
Mínimo	,22	,22	,30	,22	,30	,68	,30	,73	,22	,22	,50	,43	,98	1,47	1,00	,98	,22	1,25	1,98	,22
Máximo	9,92	9,42	9,92	9,67	9,67	9,42	2,18	9,67	7,62	4,27	7,62	6,03	9,67	6,83	9,67	9,67	9,92	5,88	9,92	8,90
Percentil 25	1,50	1,49	1,38	1,98	,81	1,70	,40	2,08	1,50	,50	1,55	1,53	2,17	1,75	2,00	2,25	1,85	1,50	2,93	1,12
Mediana	2,22	2,01	2,30	2,50	2,08	2,47	,78	2,23	2,03	1,62	2,61	2,22	2,70	4,13	2,32	3,02	2,65	1,92	3,36	4,27
Percentil 75	4,17	3,16	3,95	4,33	2,88	4,30	1,38	2,98	3,47	2,07	4,06	3,47	6,83	6,23	8,90	8,13	5,32	2,22	6,00	7,07

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN TIPO DE FRACTURA POR MÉTODO

	MÉTODO																			
	TOTAL				CONVENCIONAL				RHEIN83®				SANHIGIA®				PHIBO®			
	TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA			
	TOTAL	CORONAL	MEDIO	APICAL																
N	123	67	41	15	32	19	9	4	38	21	11	6	21	15	6	0	32	12	15	5
Media	3,17	3,08	3,21	3,44	2,58	2,27	2,82	3,50	2,57	2,81	1,90	2,96	4,32	3,52	6,30	.	3,70	4,26	3,16	3,97
Desviación típica	2,52	2,34	2,79	2,70	2,50	2,02	2,70	4,31	1,78	1,92	1,59	1,47	3,04	2,28	3,96	.	2,67	3,13	2,27	2,87
Mínimo	,22	,40	,40	,22	,30	,40	,40	,30	,22	,50	,43	,22	,98	,98	1,00	.	,22	1,25	,50	,22
Máximo	9,92	9,92	9,67	9,42	9,67	9,00	9,67	9,42	7,62	7,62	5,42	4,27	9,67	8,67	9,67	.	9,92	9,92	8,78	8,17
Percentil 25	1,50	1,53	1,48	,30	,81	,83	2,18	,30	1,50	1,60	,50	2,92	2,17	2,17	1,75	.	1,85	1,95	1,50	2,93
Mediana	2,22	2,22	2,18	3,27	2,08	2,05	2,23	2,15	2,03	2,07	1,50	3,10	2,70	2,60	7,87	.	2,65	2,33	2,20	4,25
Percentil 75	4,17	3,47	4,33	4,27	2,88	2,85	2,50	6,71	3,47	3,47	2,12	4,17	6,83	4,62	9,67	.	5,32	7,03	4,60	4,27

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN MOVIMIENTO INICIAL POR MÉTODO

	MÉTODO														
	TOTAL			CONVENCIONAL			RHEIN83®			SANHIGIA®			PHIBO®		
	MOVIMIENTO INICIAL			MOVIMIENTO INICIAL			MOVIMIENTO INICIAL			MOVIMIENTO INICIAL			MOVIMIENTO INICIAL		
	TOTAL	NO	SÍ												
N	123	56	67	32	13	19	38	24	14	21	8	13	32	11	21
Media	3,17	4,09	2,39	2,58	3,86	1,71	2,57	3,19	1,50	4,32	6,84	2,77	3,70	4,35	3,36
Desviación típica	2,52	2,65	2,14	2,50	2,72	1,95	1,78	1,84	1,02	3,04	2,49	2,22	2,67	3,08	2,44
Mínimo	,22	,45	,22	,30	1,83	,30	,22	,45	,22	,98	2,17	,98	,22	1,50	,22
Máximo	9,92	9,92	9,67	9,67	9,67	9,00	7,62	7,62	3,27	9,67	9,67	9,67	9,92	9,92	8,90
Percentil 25	1,50	2,08	,98	,81	2,18	,68	1,50	1,78	,50	2,17	5,43	1,75	1,85	2,20	1,52
Mediana	2,22	2,99	1,90	2,08	2,92	1,35	2,03	2,61	1,43	2,70	7,22	2,32	2,65	3,00	2,37
Percentil 75	4,17	5,83	2,92	2,88	4,00	2,22	3,47	4,22	2,07	6,83	8,78	2,70	5,32	8,17	4,75

RESULTADOS PARA TORNILLOS FIJOS MÉTODO DE EXTRACCIÓN

	N	%
Total	108	100,0%
convencional	26	24,1%
Rhein83®	30	27,8%
Sanhigia®	28	25,9%
Phibo®	24	22,2%

OPERADOR SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	108	100,0%	26	24,1%	30	27,8%	28	25,9%	24	22,2%
Op. 1	39	36,1%	9	8,3%	11	10,2%	11	10,2%	8	7,4%
Op. 2	34	31,5%	8	7,4%	9	8,3%	7	6,5%	10	9,3%
Op. 3	35	32,4%	9	8,3%	10	9,3%	10	9,3%	6	5,6%

TIPO DE FRACTURA SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	108	100,0%	26	100,0%	30	100,0%	28	100,0%	24	100,0%
Coronal	56	51,9%	10	38,5%	19	63,3%	16	57,1%	11	45,8%
Medio	37	34,3%	11	42,3%	7	23,3%	9	32,1%	10	41,7%
Apical	15	13,9%	5	19,2%	4	13,3%	3	10,7%	3	12,5%

ÉXITO SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	108	100,0%	26	100,0%	30	100,0%	28	100,0%	24	100,0%
no	52	48,1%	13	50,0%	6	20,0%	20	71,4%	13	54,2%
sí	56	51,9%	13	50,0%	24	80,0%	8	28,6%	11	45,8%

ÉXITO SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO					
	TOTAL		CONVENCIONAL		MECÁNICO	
	N	%	N	%	N	%
Total	108	100,0%	26	100,0%	82	100,0%
no	52	48,1%	13	50,0%	39	47,6%
sí	56	51,9%	13	50,0%	43	52,4%

AFECCION ROSCA INTERNA SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	56	100,0%	13	100,0%	24	100,0%	8	100,0%	11	100,0%
no	45	80,4%	9	69,2%	21	87,5%	6	75,0%	9	81,8%
sí	11	19,6%	4	30,8%	3	12,5%	2	25,0%	2	18,2%

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO				
	TOTAL	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®	PHIBO®
N	56	13	24	8	11
Media	4,09	3,86	3,19	6,84	4,35
Desviación típica	2,65	2,72	1,84	2,49	3,08
Mínimo	,45	1,83	,45	2,17	1,50
Máximo	9,92	9,67	7,62	9,67	9,92
Percentil 25	2,08	2,18	1,78	5,43	2,20
Mediana	2,99	2,92	2,61	7,22	3,00
Percentil 75	5,83	4,00	4,22	8,78	8,17

ÉXITO SEGÚN OPERADOR POR MÉTODO

				TOTAL	NO	SÍ			
MÉTODO	Total	OPERADOR	Total	N	108	52	56		
				%	100,0%	48,1%	51,9%		
			Op. 1	N	39	19	20		
				%	100,0%	48,7%	51,3%		
			Op. 2	N	34	19	15		
				%	100,0%	55,9%	44,1%		
			Op. 3	N	35	14	21		
				%	100,0%	40,0%	60,0%		
			convencional	OPERADOR	Total	N	26	13	13
						%	100,0%	50,0%	50,0%
					Op. 1	N	9	3	6
						%	100,0%	33,3%	66,7%
	Op. 2	N			8	6	2		
		%			100,0%	75,0%	25,0%		
	Op. 3	N			9	4	5		
		%			100,0%	44,4%	55,6%		
	Rhein83®	OPERADOR			Total	N	30	6	24
						%	100,0%	20,0%	80,0%
					Op. 1	N	11	4	7
						%	100,0%	36,4%	63,6%
			Op. 2	N	9	2	7		
				%	100,0%	22,2%	77,8%		
			Op. 3	N	10	0	10		
				%	100,0%	,0%	100,0%		
			Sanhigia®	OPERADOR	Total	N	28	20	8
						%	100,0%	71,4%	28,6%
					Op. 1	N	11	8	3
						%	100,0%	72,7%	27,3%
Op. 2	N	7			6	1			
	%	100,0%			85,7%	14,3%			
Op. 3	N	10			6	4			
	%	100,0%			60,0%	40,0%			
Phibo®	OPERADOR	Total			N	24	13	11	
					%	100,0%	54,2%	45,8%	
		Op. 1			N	8	4	4	
					%	100,0%	50,0%	50,0%	
		Op. 2	N	10	5	5			
			%	100,0%	50,0%	50,0%			
		Op. 3	N	6	4	2			
			%	100,0%	66,7%	33,3%			

ÉXITO SEGÚN TIPO DE FRACTURA POR MÉTODO

					TOTAL	NO	SÍ
MÉTODO	Total	TIPO FRACTURA	Total	N	108	52	56
				%	100,0%	48,1%	51,9%
			coronal	N	56	26	30
				%	100,0%	46,4%	53,6%
			medio	N	37	18	19
				%	100,0%	48,6%	51,4%
			apical	N	15	8	7
				%	100,0%	53,3%	46,7%
	convencional	TIPO FRACTURA	Total	N	26	13	13
				%	100,0%	50,0%	50,0%
			coronal	N	10	4	6
				%	100,0%	40,0%	60,0%
			medio	N	11	6	5
				%	100,0%	54,5%	45,5%
			apical	N	5	3	2
				%	100,0%	60,0%	40,0%
	Rhein83®	TIPO FRACTURA	Total	N	30	6	24
				%	100,0%	20,0%	80,0%
			coronal	N	19	4	15
				%	100,0%	21,1%	78,9%
			medio	N	7	1	6
				%	100,0%	14,3%	85,7%
			apical	N	4	1	3
				%	100,0%	25,0%	75,0%
	Sanhigia®	TIPO FRACTURA	Total	N	28	20	8
				%	100,0%	71,4%	28,6%
			coronal	N	16	11	5
				%	100,0%	68,8%	31,3%
medio			N	9	6	3	
			%	100,0%	66,7%	33,3%	
apical			N	3	3	0	
			%	100,0%	100,0%	,0%	
Phibo®	TIPO FRACTURA	Total	N	24	13	11	
			%	100,0%	54,2%	45,8%	
		coronal	N	11	7	4	
			%	100,0%	63,6%	36,4%	
		medio	N	10	5	5	
			%	100,0%	50,0%	50,0%	
		apical	N	3	1	2	
			%	100,0%	33,3%	66,7%	

AFECTACIÓN ROSCA INTERNA SEGÚN OPERADOR POR MÉTODO

				TOTAL	NO	SÍ	
MÉTODO	Total	OPERADOR	Total	N	56	45	11
				%	100,0%	80,4%	19,6%
			Op. 1	N	20	18	2
				%	100,0%	90,0%	10,0%
			Op. 2	N	15	11	4
				%	100,0%	73,3%	26,7%
			Op. 3	N	21	16	5
				%	100,0%	76,2%	23,8%
	convencional	OPERADOR	Total	N	13	9	4
				%	100,0%	69,2%	30,8%
			Op. 1	N	6	4	2
				%	100,0%	66,7%	33,3%
			Op. 2	N	2	2	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			Op. 3	N	5	3	2
				%	100,0%	60,0%	40,0%
	Rhein83®	OPERADOR	Total	N	24	21	3
				%	100,0%	87,5%	12,5%
			Op. 1	N	7	7	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			Op. 2	N	7	5	2
				%	100,0%	71,4%	28,6%
			Op. 3	N	10	9	1
				%	100,0%	90,0%	10,0%
	Sanhigia®	OPERADOR	Total	N	8	6	2
				%	100,0%	75,0%	25,0%
			Op. 1	N	3	3	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
Op. 2			N	1	0	1	
			%	100,0%	,0%	100,0%	
Op. 3			N	4	3	1	
			%	100,0%	75,0%	25,0%	
Phibo®	OPERADOR	Total	N	11	9	2	
			%	100,0%	81,8%	18,2%	
		Op. 1	N	4	4	0	
			%	100,0%	100,0%	,0%	
		Op. 2	N	5	4	1	
			%	100,0%	80,0%	20,0%	
		Op. 3	N	2	1	1	
			%	100,0%	50,0%	50,0%	

AFECTACIÓN ROSCA INTERNA SEGÚN TIPO DE FRACTURA POR MÉTODO

					TOTAL	NO	SÍ
MÉTODO	Total	TIPO FRACTURA	Total	N	56	45	11
				%	100,0%	80,4%	19,6%
			coronal	N	30	27	3
				%	100,0%	90,0%	10,0%
			medio	N	19	14	5
				%	100,0%	73,7%	26,3%
			apical	N	7	4	3
				%	100,0%	57,1%	42,9%
	convencional	TIPO FRACTURA	Total	N	13	9	4
				%	100,0%	69,2%	30,8%
			coronal	N	6	5	1
				%	100,0%	83,3%	16,7%
			medio	N	5	4	1
				%	100,0%	80,0%	20,0%
			apical	N	2	0	2
				%	100,0%	,0%	100,0%
	Rhein83®	TIPO FRACTURA	Total	N	24	21	3
				%	100,0%	87,5%	12,5%
			coronal	N	15	14	1
				%	100,0%	93,3%	6,7%
			medio	N	6	5	1
				%	100,0%	83,3%	16,7%
			apical	N	3	2	1
				%	100,0%	66,7%	33,3%
	Sanhigia®	TIPO FRACTURA	Total	N	8	6	2
				%	100,0%	75,0%	25,0%
			coronal	N	5	5	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
medio			N	3	1	2	
			%	100,0%	33,3%	66,7%	
Phibo®	TIPO FRACTURA	Total	N	11	9	2	
			%	100,0%	81,8%	18,2%	
		coronal	N	4	3	1	
			%	100,0%	75,0%	25,0%	
		medio	N	5	4	1	
			%	100,0%	80,0%	20,0%	
		apical	N	2	2	0	
			%	100,0%	100,0%	,0%	

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN OPERADOR POR MÉTODO

	MÉTODO																			
	TOTAL				CONVENCIONAL				RHEIN83®				SANHIGIA®				PHIBO®			
	OPERADOR				OPERADOR				OPERADOR				OPERADOR				OPERADOR			
	TOTAL	OP. 1	OP. 2	OP. 3	TOTAL	OP. 1	OP. 2	OP. 3	TOTAL	OP. 1	OP. 2	OP. 3	TOTAL	OP. 1	OP. 2	OP. 3	TOTAL	OP. 1	OP. 2	OP. 3
N	56	20	15	21	13	6	2	5	24	7	7	10	8	3	1	4	11	4	5	2
Media	4,09	3,28	4,58	4,51	3,86	4,17	2,01	4,21	3,19	2,11	4,18	3,26	6,84	5,89	8,90	7,03	4,35	2,05	5,31	6,53
Desviación típica	2,65	2,24	2,88	2,78	2,72	2,88	,25	3,14	1,84	1,27	2,27	1,57	2,49	1,15	.	3,35	3,08	,37	3,50	3,19
Mínimo	,45	,45	1,50	1,53	1,83	2,05	1,83	2,18	,45	,45	1,50	1,53	2,17	4,62	8,90	2,17	1,50	1,50	1,98	4,27
Máximo	9,92	9,42	9,92	9,67	9,67	9,42	2,18	9,67	7,62	4,27	7,62	6,03	9,67	6,83	8,90	9,67	9,92	2,28	9,92	8,78
Percentil 25	2,08	1,78	2,18	2,18	2,18	2,05	1,83	2,23	1,78	1,53	2,28	1,98	5,43	4,62	8,90	4,88	2,20	1,85	3,00	4,27
Mediana	2,99	2,25	3,48	3,47	2,92	2,95	2,01	2,98	2,61	1,77	3,95	2,84	7,22	6,23	8,90	8,13	3,00	2,21	3,48	6,53
Percentil 75	5,83	4,44	7,62	6,03	4,00	5,62	2,18	4,00	4,22	3,33	6,78	4,33	8,78	6,83	8,90	9,17	8,17	2,25	8,17	8,78

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN TIPO DE FRACTURA POR MÉTODO

	MÉTODO																			
	TOTAL				CONVENCIONAL				RHEIN83®				SANHIGIA®				PHIBO®			
	TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA			
	TOTAL	CORONAL	MEDIO	APICAL																
N	56	30	19	7	13	6	5	2	24	15	6	3	8	5	3	0	11	4	5	2
Media	4,09	3,76	4,17	5,32	3,86	2,91	3,85	6,71	3,19	3,30	2,60	3,79	6,84	5,86	8,47	.	4,35	4,10	3,79	6,22
Desviación típica	2,65	2,40	3,07	2,45	2,72	1,41	3,27	3,83	1,84	2,00	1,88	,74	2,49	2,56	1,47	.	3,08	3,88	2,89	2,76
Mínimo	,45	1,53	,45	2,93	1,83	1,83	2,18	4,00	,45	1,53	,45	2,93	2,17	2,17	6,83	.	1,50	1,98	1,50	4,27
Máximo	9,92	9,92	9,67	9,42	9,67	5,62	9,67	9,42	7,62	7,62	5,42	4,27	9,67	8,67	9,67	.	9,92	9,92	8,78	8,17
Percentil 25	2,08	1,98	2,12	4,00	2,18	2,05	2,18	4,00	1,78	1,77	1,50	2,93	5,43	4,62	6,83	.	2,20	2,10	2,20	4,27
Mediana	2,99	2,60	2,98	4,27	2,92	2,48	2,23	6,71	2,61	2,28	1,96	4,17	7,22	6,23	8,90	.	3,00	2,25	3,00	6,22
Percentil 75	5,83	5,62	6,83	8,17	4,00	2,98	2,98	9,42	4,22	3,95	4,33	4,27	8,78	7,60	9,67	.	8,17	6,10	3,48	8,17

RESULTADOS PARA TORNILLOS MÓVILES MÉTODO DE EXTRACCIÓN

	N	%
Total	72	100,0%
convencional	19	26,4%
Rhein83®	15	20,8%
Sanhigia®	17	23,6%
Phibo®	21	29,2%

OPERADOR SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	72	100,0%	19	26,4%	15	20,8%	17	23,6%	21	29,2%
Op. 1	21	29,2%	6	8,3%	4	5,6%	4	5,6%	7	9,7%
Op. 2	26	36,1%	7	9,7%	6	8,3%	8	11,1%	5	6,9%
Op. 3	25	34,7%	6	8,3%	5	6,9%	5	6,9%	9	12,5%

TIPO DE FRACTURA SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	72	100,0%	19	100,0%	15	100,0%	17	100,0%	21	100,0%
coronal	37	51,4%	13	68,4%	6	40,0%	10	58,8%	8	38,1%
medio	26	36,1%	4	21,1%	6	40,0%	6	35,3%	10	47,6%
apical	9	12,5%	2	10,5%	3	20,0%	1	5,9%	3	14,3%

ÉXITO SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	72	100,0%	19	100,0%	15	100,0%	17	100,0%	21	100,0%
no	5	6,9%	0	,0%	1	6,7%	4	23,5%	0	,0%
sí	67	93,1%	19	100,0%	14	93,3%	13	76,5%	21	100,0%

ÉXITO SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO					
	TOTAL		CONVENCIONAL		MECÁNICO	
	N	%	N	%	N	%
Total	72	100,0%	19	100,0%	53	100,0%
no	5	6,9%	0	,0%	5	9,4%
sí	67	93,1%	19	100,0%	48	90,6%

AFECTACION ROSCA INTERNA SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO									
	TOTAL		CONVENCIONAL		RHEIN83®		SANHIGIA®		PHIBO®	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	67	100,0%	19	100,0%	14	100,0%	13	100,0%	21	100,0%
no	66	98,5%	18	94,7%	14	100,0%	13	100,0%	21	100,0%
sí	1	1,5%	1	5,3%	0	,0%	0	,0%	0	,0%

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN MÉTODO

	MÉTODO				
	TOTAL	CONVENCIONAL	RHEIN83®	SANHIGIA®	PHIBO®
N	67	19	14	13	21
Media	2,39	1,71	1,50	2,77	3,36
Desviación típica	2,14	1,95	1,02	2,22	2,44
Mínimo	,22	,30	,22	,98	,22
Máximo	9,67	9,00	3,27	9,67	8,90
Percentil 25	,98	,68	,50	1,75	1,52
Mediana	1,90	1,35	1,43	2,32	2,37
Percentil 75	2,92	2,22	2,07	2,70	4,75

ÉXITO SEGÚN OPERADOR POR MÉTODO

					TOTAL	NO	SÍ
MÉTODO	Total	OPERADOR	Total	N	72	5	67
				%	100,0%	6,9%	93,1%
			Op. 1	N	21	1	20
				%	100,0%	4,8%	95,2%
			Op. 2	N	26	3	23
				%	100,0%	11,5%	88,5%
	Op. 3	N	25	1	24		
		%	100,0%	4,0%	96,0%		
	convencional	OPERADOR	Total	N	19	0	19
				%	100,0%	,0%	100,0%
			Op. 1	N	6	0	6
				%	100,0%	,0%	100,0%
			Op. 2	N	7	0	7
				%	100,0%	,0%	100,0%
Op. 3	N	6	0	6			
	%	100,0%	,0%	100,0%			

MÉTODO	Rhein83®	OPERADOR	Total	N	15	1	14	
				%	100,0%	6,7%	93,3%	
			Op. 1	N	4	0	4	
				%	100,0%	,0%	100,0%	
			Op. 2	N	6	1	5	
				%	100,0%	16,7%	83,3%	
		Op. 3	N	5	0	5		
			%	100,0%	,0%	100,0%		
		Sanhigia®	OPERADOR	Total	N	17	4	13
					%	100,0%	23,5%	76,5%
				Op. 1	N	4	1	3
					%	100,0%	25,0%	75,0%
	Op. 2			N	8	2	6	
				%	100,0%	25,0%	75,0%	
	Op. 3		N	5	1	4		
			%	100,0%	20,0%	80,0%		
	Phibo®		OPERADOR	Total	N	21	0	21
					%	100,0%	,0%	100,0%
				Op. 1	N	7	0	7
					%	100,0%	,0%	100,0%
		Op. 2		N	5	0	5	
				%	100,0%	,0%	100,0%	
		Op. 3	N	9	0	9		
			%	100,0%	,0%	100,0%		

ÉXITO SEGÚN TIPO DE FRACTURA POR MÉTODO

					TOTAL	NO	SÍ	
MÉTODO	Total	TIPO FRACTURA	Total	N	72	5	67	
				%	100,0%	6,9%	93,1%	
			coronal	N	37	0	37	
				%	100,0%	,0%	100,0%	
			medio	N	26	4	22	
				%	100,0%	15,4%	84,6%	
		apical	N	9	1	8		
			%	100,0%	11,1%	88,9%		
		convencional	TIPO FRACTURA	Total	N	19	0	19
					%	100,0%	,0%	100,0%
				coronal	N	13	0	13
					%	100,0%	,0%	100,0%
	medio			N	4	0	4	
				%	100,0%	,0%	100,0%	
	apical		N	2	0	2		
			%	100,0%	,0%	100,0%		
	Rhein83®		TIPO FRACTURA	Total	N	15	1	14
					%	100,0%	6,7%	93,3%
				coronal	N	6	0	6
					%	100,0%	,0%	100,0%
		medio		N	6	1	5	
				%	100,0%	16,7%	83,3%	
		apical	N	3	0	3		
			%	100,0%	,0%	100,0%		

MÉTODO	Sanhigia®	TIPO FRACTURA	Total	N	17	4	13
				%	100,0%	23,5%	76,5%
			coronal	N	10	0	10
				%	100,0%	,0%	100,0%
			medio	N	6	3	3
				%	100,0%	50,0%	50,0%
			apical	N	1	1	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
	Phibo®	TIPO FRACTURA	Total	N	21	0	21
				%	100,0%	,0%	100,0%
			coronal	N	8	0	8
				%	100,0%	,0%	100,0%
			medio	N	10	0	10
				%	100,0%	,0%	100,0%
apical			N	3	0	3	
			%	100,0%	,0%	100,0%	

AFECTACIÓN ROSCA INTERNA SEGÚN OPERADOR POR MÉTODO

					TOTAL	NO	SÍ		
MÉTODO	Total	OPERADOR	Total	N	67	66	1		
				%	100,0%	98,5%	1,5%		
			Op. 1	N	20	20	0		
				%	100,0%	100,0%	,0%		
			Op. 2	N	23	22	1		
				%	100,0%	95,7%	4,3%		
			Op. 3	N	24	24	0		
				%	100,0%	100,0%	,0%		
			convencional	OPERADOR	Total	N	19	18	1
						%	100,0%	94,7%	5,3%
					Op. 1	N	6	6	0
						%	100,0%	100,0%	,0%
	Op. 2	N			7	6	1		
		%			100,0%	85,7%	14,3%		
	Op. 3	N			6	6	0		
		%			100,0%	100,0%	,0%		
	Rhein83®	OPERADOR			Total	N	14	14	0
						%	100,0%	100,0%	,0%
					Op. 1	N	4	4	0
						%	100,0%	100,0%	,0%
			Op. 2	N	5	5	0		
				%	100,0%	100,0%	,0%		
			Op. 3	N	5	5	0		
				%	100,0%	100,0%	,0%		

MÉTODO	Sanhigia®	OPERADOR	Total	N	13	13	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			Op. 1	N	3	3	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			Op. 2	N	6	6	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
	Op. 3	N	4	4	0		
		%	100,0%	100,0%	,0%		
	Phibo®	OPERADOR	Total	N	21	21	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			Op. 1	N	7	7	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			Op. 2	N	5	5	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
Op. 3	N	9	9	0			
	%	100,0%	100,0%	,0%			

AFECTACIÓN ROSCA INTERNA SEGÚN TIPO DE FRACTURA POR MÉTODO

					TOTAL	NO	SÍ	
MÉTODO	Total	TIPO FRACTURA	Total	N	67	66	1	
				%	100,0%	98,5%	1,5%	
			coronal	N	37	36	1	
				%	100,0%	97,3%	2,7%	
			medio	N	22	22	0	
				%	100,0%	100,0%	,0%	
		apical	N	8	8	0		
			%	100,0%	100,0%	,0%		
		convencional	TIPO FRACTURA	Total	N	19	18	1
					%	100,0%	94,7%	5,3%
				coronal	N	13	12	1
					%	100,0%	92,3%	7,7%
	medio			N	4	4	0	
				%	100,0%	100,0%	,0%	
	apical		N	2	2	0		
			%	100,0%	100,0%	,0%		
	Rhein83®		TIPO FRACTURA	Total	N	14	14	0
					%	100,0%	100,0%	,0%
				coronal	N	6	6	0
					%	100,0%	100,0%	,0%
		medio		N	5	5	0	
				%	100,0%	100,0%	,0%	
		apical	N	3	3	0		
			%	100,0%	100,0%	,0%		

MÉTODO	Sanhigia®	TIPO FRACTURA	Total	N	13	13	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			coronal	N	10	10	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			medio	N	3	3	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
	Phibo®	TIPO FRACTURA	Total	N	21	21	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			coronal	N	8	8	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
			medio	N	10	10	0
				%	100,0%	100,0%	,0%
apical	N	3	3	0			
	%	100,0%	100,0%	,0%			

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN OPERADOR POR MÉTODO

	MÉTODO																			
	TOTAL				CONVENCIONAL				RHEIN83®				SANHIGIA®				PHIBO®			
	OPERADOR				OPERADOR				OPERADOR				OPERADOR				OPERADOR			
	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3
N	67	20	23	24	19	6	7	6	14	4	5	5	13	3	6	4	21	7	5	9
Media	2,39	2,18	2,25	2,70	1,71	2,78	,70	1,81	1,50	1,04	1,55	1,83	2,77	2,28	3,30	2,34	3,36	2,27	3,86	3,94
Desviación típica	2,14	2,02	2,17	2,25	1,95	3,16	,48	,81	1,02	,84	1,09	1,15	2,22	1,18	3,17	,99	2,44	1,61	1,49	3,21
Mínimo	,22	,22	,30	,22	,30	,68	,30	,73	,22	,22	,50	,43	,98	1,47	1,00	,98	,22	1,25	2,37	,22
Máximo	9,67	9,00	9,67	8,90	9,00	9,00	1,38	2,50	3,27	2,07	3,27	3,12	9,67	3,63	9,67	3,33	8,90	5,88	6,00	8,90
Percentil 25	,98	1,30	,72	1,05	,68	,73	,30	,83	,50	,36	,72	1,20	1,75	1,47	2,00	1,66	1,52	1,48	2,93	1,12
Mediana	1,90	1,63	1,67	2,28	1,35	1,72	,40	2,15	1,43	,94	1,60	1,48	2,32	1,75	2,26	2,52	2,37	1,90	3,23	4,25
Percentil 75	2,92	2,08	2,93	3,23	2,22	2,85	1,35	2,50	2,07	1,73	1,67	2,92	2,70	3,63	2,60	3,02	4,75	1,97	4,75	7,00

TIEMPO DE EXTRACCIÓN (MINUTOS) SEGÚN TIPO DE FRACTURA POR MÉTODO

	MÉTODO																			
	TOTAL				CONVENCIONAL				RHEIN83®				SANHIGIA®				PHIBO®			
	TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA				TIPO FRACTURA			
	TOTAL	OP.1	OP.2	OP.3																
N	67	37	22	8	19	13	4	2	14	6	5	3	13	10	3	0	21	8	10	3
Media	2,39	2,53	2,38	1,80	1,71	1,98	1,53	,30	1,50	1,56	1,06	2,13	2,77	2,36	4,14	.	3,36	4,35	2,85	2,47
Desviación típica	2,14	2,17	2,29	1,70	1,95	2,23	1,12	,00	1,02	,95	,56	1,67	2,22	,79	4,80	.	2,44	2,99	1,99	2,06
Mínimo	,22	,40	,40	,22	,30	,40	,40	,30	,22	,50	,43	,22	,98	,98	1,00	.	,22	1,25	,50	,22
Máximo	9,67	9,00	9,67	4,25	9,00	9,00	2,50	,30	3,27	3,12	1,67	3,27	9,67	3,63	9,67	.	8,90	8,90	6,00	4,25
Percentil 25	,98	1,35	1,00	,26	,68	,78	,57	,30	,50	,72	,50	,22	1,75	2,00	1,00	.	1,52	1,72	1,48	,22
Mediana	1,90	2,07	1,71	1,61	1,35	1,35	1,62	,30	1,43	1,49	1,20	2,92	2,32	2,33	1,75	.	2,37	3,56	1,93	2,93
Percentil 75	2,92	2,70	2,50	3,10	2,22	2,08	2,50	,30	2,07	2,07	1,48	3,27	2,70	2,70	9,67	.	4,75	7,03	4,60	4,25

COMENTARIOS DE LOS OPERADORES SOBRE LOS DISTINTOS KITS MECÁNICOS DE EXTRACCIÓN.

- **OPERADOR 1:** “EL kit que me ha parecido más fácil de usar ha sido el kit de Rhein® porque tiene guía y sólo se utiliza una fresa. El kit Phibo® no me ha gustado porque no tiene guía y se me movía la fresa del sitio todo el rato. Al ser el trabajo en la mano es más fácil de controlar, pero pienso que en boca será muy complicado. El kit Sanhigia® es complicado por el mantenimiento de la guía en mano y porque son dos fresas. Me quedo con el kit Rhein®”.
- **OPERADOR 2:** “De los tres kits prefiero el de Rhein®, me ha sido más fácil de utilizar y me encanta la guía, es muy cómoda de sujetar porque se ancla muy bien en la cabeza del implante. La guía del kit Sanhigia® es más difícil de mantener y luego tiene dos fresas que utilizar, así que me resultó más complicado. Y el kit Phibo® no me gusta porque no tiene guía y veo muy posible el poder dañar la rosca interna de los implantes cuando se trabaje en boca”.
- **OPERADOR 3:** “El kit Sanhigia® no me gusta porque la primera fresa se utiliza en sentido horario, es decir, en la misma dirección que se atornillan los tornillos, así que veo la posibilidad de que atornille el fragmento más de lo que pueda estar y sea luego más difícil de sacar. El kit Phibo® no me gusta porque no tiene guía y es peligroso usar una fresa dentro de un implante sin guía porque podemos dañar la rosca interna del implante. El kit Rhein® es el que yo elegiría para usar en boca, la guía es muy cómoda y segura, además la pueden fabricar para cualquier implante, y para desatornillar el fragmento se utiliza sólo una fresa.”

