



Universidad
Nacional
de Córdoba



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ESCUELA DE POSGRADO

**“ESTUDIO COMPARATIVO DE DISEÑO Y ESTABILIDAD
DE LAS PLATAFORMAS PARA IMPLANTES”**

TESISTA:

OD. EDUARDO PIO PIAZZA

DIRECTOR:

PROF. DRA. JORGE MARCELO GILLIGAN

CÓRDOBA, 2006



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).



**UNIVERSIDAD NACIONAL
DE CORDOBA**

FACULTAD DE ODONTOLOGIA



Título

“Estudio comparativo de diseño y estabilidad de las
plataformas para implantes”

“Trabajo de Tesis para optar al Título de Doctor en
Odontología”

Doctorando: Od. Eduardo Pio Piazza

2006

Director: Prof. Dr. Jorge Marcelo Gilligan

Comisión de Tesis:

Prof. Dr. Albera Juan Carlos.

Prof. Dr. Bornancini Carlos.

Prof. Dr. Fernández Bodereau Enrique (h).

DEDICATORIAS

- A mi madre, y a la memoria de mi padre, que con su ejemplo, me enseñaron el camino de la Honestidad, la Sinceridad y el Trabajo.
- A mi esposa Sonia que con su inmenso amor fue mi sustento para concretar esta aspiración.
- A mis hijos Federico, Julieta y María Fernanda que son la razón de mi vida, y mi proyecto personal y profesional.

AGRADECIMIENTOS

- A la Facultad de Odontología de la U.N.C., que me permitió proyectarme como docente y me brindó los medios para concretar este proyecto.
- Al Sr. Decano de la Facultad de Odontología de la U.N.C., Prof. Dr. Nazario Kuyumlian, por su permanente motivación para hacer posible este anhelo.
- A mi Director de Tesis, Prof. Dr. Jorge Marcelo Gilligan, quien con sus consejos y sugerencias supo guiarme en el desarrollo de este estudio.
- A los miembros de la Comisión de Tesis: Prof. Dr. Juan Carlos Albera, Prof. Dr. Carlos Bornancini y Prof. Dr. Enrique Fernández Bodereau, por las valiosas sugerencias y el cordial acompañamiento durante el desarrollo del trabajo de investigación.
- Al Prof. Dr. Juan Carlos Ibañez (P), maestro y amigo. Por despertar en mi el interés y la pasión por la Oclusión y la Implantología.
- A mis compañeros de la Cátedra de Oclusión, Facultad de Odontología, U.N.C., por su paciencia y comprensión.

- Al Sr. Juan Carlos Descals, de la empresa Biodental S.A., por la provisión de los insumos necesarios para la concreción de este proyecto y su permanente amistad.
- A los Ingenieros Alejandro Domínguez y Carlos Oldani, de INTI-CORDOBA, por el diseño y desarrollo de los ensayos de este estudio.
- Al Sr. Julio Helale técnico de INTI-CORDOBA, por la realización de los ensayos mecánicos.
- A la Sra. Tamara Cortés, por su asesoramiento y contribución en la búsqueda y tratamiento del material bibliográfico.
- Un agradecimiento especial a:
Prof. Dra. Carmen Visvisian
Prof. Dra. Alfonsina Lescano de Ferrer
Prof. Dr. Enrique Gimenez
Od. Gladys Evjanian

Por su amistad, su constante aliento, y sus desinteresadas sugerencias.

CERTIFICACIONES

Córdoba, 21 de Abril de 2003.

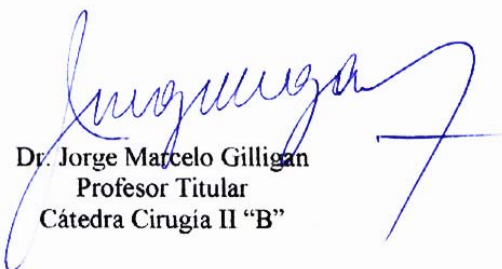
A los Sres. Miembros de la Comisión de Doctorado
S...../.....D

De mi mayor consideración:

Me dirijo a Uds. a fin de presentar mi conformidad como Director del trabajo de tesis para optar al título de Doctor en Odontología del Od. Eduardo P. Piazza sobre el tema: “*Estudio comparativo de diseño y estabilidad de las plataformas para implantes*”.

Sin otro particular hago propicio la oportunidad para saludarlos a Uds. muy atentamente.




Dr. Jorge Marcelo Gilligan
Profesor Titular
Cátedra Cirugía II "B"



**Instituto Nacional
de Tecnología Industrial**



**Centro Regional
Córdoba**

Premio Nacional a la Calidad 1999

Certifico que el Odontólogo **PIAZZA, Eduardo Pio, docente de la Cátedra de Oclusión de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de Córdoba, podrá utilizar la Máquina Universal de Ensayo **INSTRON 4486** de nuestro Centro. La misma se utilizará para la determinación de la Carga de compresión axial y oblicua sobre implantes y emergentes de **Titanio**, cuyos valores son necesarios para la realización de su Tesis de Doctorado "Estudio comparativo y estabilidad de las plataformas para implantes".**



Ing. CARLOS OLDANI
Jefe de Ensayos Mecánicos
INTI-CEMCOR-CIMM

Este informe no puede ser reproducido parcialmente sin autorización del CEMCOR-CIMM. Los resultados se refieren solo al o los elemento/s recibido/s sometido/s a evaluación. No cabe al CEMCOR-CIMM responsabilidad alguna por el uso indebido o incorrecto que se hiciera de este Informe.

Av. Vélez Sarsfield 1561 - CC. 884 (X5000CK) Córdoba - Argentina
Tel. 0351-4698304 / 4681662 / 4684835 / 4603974 • Fax: 0351-4681021
e-mail: cemcor@inti.gov.ar



Buenos Aires, 15 de abril de 2003


Señores
Facultad de Odontología de Córdoba
Escuela de Postgrado
Presente

Ref.: Trabajo de Tesis del Od. Eduardo Pío PIAZZA.
Tema: Estudio del diseño y estabilidad de las
plataformas para implantes.

Nos dirigimos a Uds. con el fin de poner en vuestro conocimiento que nuestra empresa ha decidido participar y apoyar el Trabajo de Tesis de la referencia. Para ello estamos dispuestos a facilitar materiales y toda la información que requiera el profesional a cargo.

Queremos dejar constancia que nuestra firma representa, en forma exclusiva en nuestro país, a Biolok International Inc. (USA), fabricante de los componentes que se utilizarán en el Trabajo en cuestión.

Sin otro particular, saludamos a Uds. atentamente.


JUAN CARLOS DESCALS
VICEPRESIDENTE

Moreno 1640 (1093) Buenos Aires. Tel/Fax: 4382-5012 /13 /14 E-mail: biodental@infovia.com.ar

ÍNDICE

	<u>Página</u>
1. Dedicatorias y Agradecimientos	i
2. Certificaciones	iv
3. Índice	1
4. Resumen	3
5. Capítulo I. Introducción	7
6. Capítulo II. Objetivos	47
II. 1- Objetivo General	47
II. 2- Objetivos Específicos	48
7. Capítulo III. Materiales y Métodos	49
III. A- Modelos de Elementos Finitos	50
A.1- Confección de los Modelos	50
A.2- Materiales	54
A.3- Cargas y condiciones de contorno	54
A.4- Análisis de Fatiga	55
III. B- Ensayos Mecánicos	56
B.1- Metodología empleada	56
B.2- Materiales	59
2.1- La Máquina Instron 4486	59
2.2- Las Bases	60
2.2.a- Base recta	60
2.2.b- Base angulada	61

2.3- Los Componentes Protéticos	65
2.3.a- Réplica de Implante	65
2.3.b- Emergentes rectos y angulados	65
2.4- Cofias	70
2.5- Montaje de los emergentes	70
2.5.a- Emergentes rectos	70
2.5.b- Emergentes angulados	71
2.5.c- Partes de la cofia	72
III. C- Método Estadístico	83
8. Capítulo IV. Resultados	86
IV. A- De los elementos finitos	86
A.1- Emergente recto, carga centrada	87
A.2- Emergente recto, carga descentrada	89
A.3- Emergente angulado en 15°	95
A.4- Análisis de Fatiga de los materiales	96
IV. B- De los ensayos mecánicos	101
IV. C- Análisis Estadístico	105
9. Capítulo V. Discusión	126
10. Capítulo VI. Conclusiones	135
11. Anexo: Un aporte a la clínica	138
12. Referencias Bibliográficas	145

RESUMEN

Este estudio fue, comparativo entre cuatro diferentes diámetros de plataformas de implantes con conexión por hexágono externo de 0,7 mm de altura, (3,45 mm, 4 mm, 5mm y 6,5 mm), con emergentes maquinados rectos y angulados en 15°.

Para las comprobaciones, fueron utilizados dos métodos: computarizado por elementos finitos, y ensayos mecánicos con máquina de compresión. Los materiales empleados consistieron en dos bases de acero inoxidable, una para los ensayos con emergentes rectos y la otra para emergentes angulados; sobre la que se colocaron los conjuntos: análogos de implantes, emergentes rectos ó angulados en 15° y tornillos de fijación, sobre el que se colocó una cofia de cromo-níquel para simular la rehabilitación.

Se aplicaron cargas axiales centradas en el eje del implante y axiales descentradas a 4 mm del centro. La intensidad ascendió desde 0 N hasta 800 N, observándose el comportamiento de cada conjunto.

Los de diámetro 3,45 mm y 4 mm no soportaron cargas descentradas en ningún emergente, solo el de 4 mm lo hizo en angulados sobre el lado interno.

Los conjuntos de 5 mm y 6,5 mm soportaron las cargas máximas en los emergentes rectos y angulados sobre el lado interno. Mientras que no lo hicieron sobre el lado externo.

En todos los conjuntos hubo separación inapreciable en la interfase, pero medible por el método de elementos finitos.

La fatiga del material del tornillo de fijación estuvo limitada a 21,200 y 23,800 ciclos, equivalente a 14,73 y 16,53 días respectivamente.

Concluimos en que la estabilidad depende de la ubicación de las cargas en las caras oclusales y su relación con el diámetro de la plataforma.

Pudimos establecer una ecuación para obtener dicha estabilidad, y proponer un protocolo estricto y minucioso de selección del diámetro de plataforma.

SUMMARY

This study was, comparative between four different diameters from platforms of you implant with connection by external hexagon of 0.7 mm of height, (3.45 mm, 4 mm, 5mm and 6.5 mm), with abutment preformed straight and angle the 15°.

For the verifications, two methods were used: computerized by finite elements, and mechanical tests with compression machine. The used materials consisted of two stainless steel bases, one for the tests with straight abutment and the other for angled abutment; on that the sets were placed: analogs of you implant, straight abutment or angled abutment in 15° and screws of fixation, on that a chromium-nickel nose cap was placed to simulate the rehabilitation.

Centered axial loads in the axis were applied of implants and axial eccentric to 4 mm of the center. The intensity ascended from 0 N to 800 N, being observed the behavior of each set.

Those of diameter 3.45 mm and 4 mm did not support loads put off center in any abutment, only of 4 mm did it in on the internal side.

The sets of 5 mm and 6.5 mm supported the fully factored loads in the straight and the angled abutment on the internal side. Whereas they did not do it on the external side.

In all the sets there was inappreciable separation in the interface, but measurement by the method of finite elements.

The fatigue of the material of the fixation screw was limited 21.200 and 23.800 cycles, equivalent to 14.73 and 16.53 days respectively.

We concluded in which the stability depends on the location of the loads in the oclusales faces and their relation with the diameter of the platform.

We could establish an equation to obtain this stability, and to propose a strict and meticulous protocol of selection of the diameter of platform.

Capítulo I

INTRODUCCIÓN

Para comprender el estado actual de la Implantología, y su relación con las demás especialidades de la Odontología, debemos remontarnos a sus comienzos.

Esta reseña histórica, nos permitirá conocer las bases filosóficas, científicas y clínicas en que se apoyaron los pioneros de esta especialidad.

La evolución a través del tiempo de las experiencias recogidas, nos mostrará el camino recorrido hasta hoy, nos permitirá resolver los retos y complicaciones que se nos presentan, y nos marcará la dirección del futuro camino a recorrer.

Apoiados en los conocimientos científicos de comienzos del siglo XX, y ante la necesidad clínica de ofrecer a los pacientes una mejor condición funcional y estética en sus rehabilitaciones, sumado a la gran creatividad que mostraron aquellos precursores, los condujo en la búsqueda de un nuevo recurso protético, el de utilizar elementos artificiales anclados en los huesos maxilares.

Pretendían con este recurso obtener una retención firme en el tejido duro, que emulara a la pieza natural perdida y les permitiera usarlas como pilar para puentes, ó como retenciones de las prótesis removibles.

Los primeros intentos se hicieron con estructuras coladas, construidas sobre modelos de yeso, obtenidos de impresiones del reborde óseo, el cual había sido expuesto tras incidir y decolar el tejido blando. Su diseño era en forma de parrilla con vástagos que saliendo perpendicularmente de ella servirían de anclaje a las prótesis (Cherchéve, 1985).

Tras una segunda cirugía, se las instalaba por debajo del periostio, por ello se las llamaron subperiósticas o yuxtaóseas.

Su anclaje era escaso pues solo se apoyaban en el reborde óseo; por lo general terminaban exponiéndose y debían ser retiradas con grandes pérdidas de tejido gingival y óseo como consecuencia de los procesos infecciosos que se gestaban.

Los mas osados se lanzaron a insertar sus implantes directamente en el hueso, para obtener ese anclaje fijo que no se había conseguido con las estructuras yuxtaóseas.

Se crearon una gran variedad de diseños (en forma de agujas, de tornillos, de láminas, de disco), y construidos de diferentes aleaciones metálicas.

A este tipo de insertos los llamaron “endoóseos” ó “intraóseos”.

Observando la respuesta tisular a la colocación de insertos de diferentes materiales y de una asombrosa variedad de diseños, es que sentaron las bases para que tiempo más tarde se realizaran las investigaciones que darían el marco científico a una nueva especialidad.

En 1913 Greenfield utilizó un implante de jaula de iridio-platino. En diferentes épocas que van de 1937 a 1962, Alvin, Formiggini, Strock, Garbaccio, Chercheve y Tramonte, utilizan implantes tipo tornillo. En 1966 Linkow desarrolla el implante en lámina de cromo, níquel ó vanadio; Pasqualini y Tramonte desarrollan, años mas tarde, sus láminas en titánio. (Figura 1).

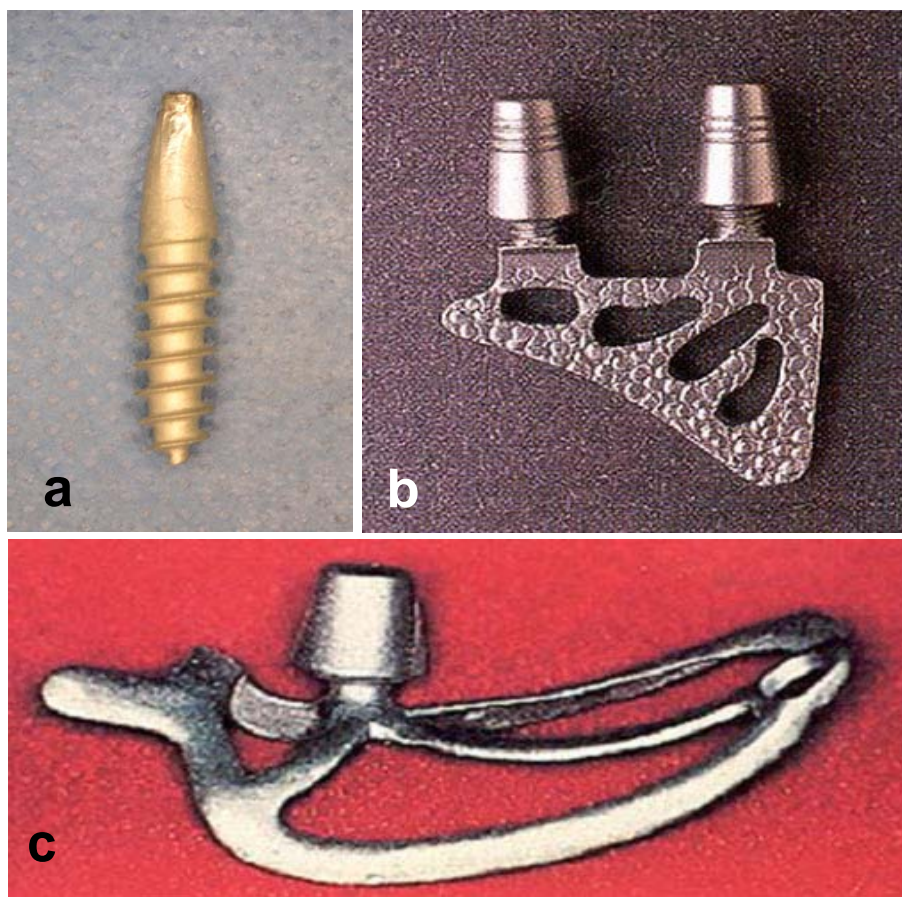


Figura 1: a-Intra óseo Tipo Tornillo, b-Intra óseo Tipo Lámina.

A estos diferentes diseños pueden agregarse otros como los implantes aguja de Mondani, ó aquellos en forma de disco.

Los diseños más difundidos y utilizados fueron sin duda los de tipo tornillo, por su facilidad de colocación. Constan de un cuerpo cilíndrico central, que generalmente medía entre 2 y 3 mm de diámetro, con aleta en forma de tirabuzón en la porción que entraba en contacto con el hueso; liso en la porción media que entraba en contacto con el tejido mucoso; y una cabeza cuadrada o hexagonal que recibía a la rehabilitación protética.

Los de tipo lámina, tenían un cuerpo plano, “laminar”, de gran tamaño, y de 1 a 1,5 mm de espesor; su cuello, que contactaba con encía, medía de 2 a 3 mm de diámetro y la cabeza similar al diseño tipo tornillo. Se los usaba en crestas estrechas. Eran impactados, se instalaban con golpes de martillo, luego de haber realizado un surco mesio-distal en la cresta del hueso (Cherchéve, 1985).

Pero tras las investigaciones de Albrektson, Breine y Branemark sobre injerto de hueso autólogo combinado con implantes, es que se desarrolla el concepto de “Oseointegración”, que pone el marco científico a las experiencias clínicas llevadas a cabo hasta ese momento.

La Oseointegración también llamada anclaje anquilótico ha sido definida por Branemark 1985 como: *“la unión directa entre el hueso y la superficie cargada del implante”*. Está basada en estudios histológicos a microscopía de luz y ultraestructuras a microscopía electrónica y refrendada por estudios clínicos y radiográficos a largo plazo. (Campos,2000).

Esta integración que se produce por osteogénesis, fija fuertemente el implante al hueso, pero requiere de un tiempo biológico mínimo para lograrlo, que

para ese entonces Branemark protocolizó en 180 días; lo cual se traduciría clínicamente en un tiempo de espera de 6 meses antes de poder instalar las rehabilitaciones planeadas.

Mientras la evolución del diseño de las prótesis sobre implante, la tecnología que hoy disponemos, y su aplicación han sido el resultado de prueba y error competitiva, la única tesis básica que se ha extendido hasta el momento con verdadero éxito es el reconocimiento de que los procesos biológicos deben ser comprendidos y respetados. (Taylor, 2000).

Hasta la “oseointegración”, todas las experiencias llevadas a cabo en los tipos de implantes “yuxtaóseos” e “intraóseos”, fueron realizadas sobre estructuras de una sola pieza, es decir que la parte insertada en el hueso, y la que emergía para recibir la rehabilitación protética eran una estructura única, por lo tanto debía instalarse una prótesis provisoria en el mismo acto de colocación de implantes.

A partir del nuevo concepto debieron diseñarse implantes de dos piezas, una primera que insertada en el hueso, deberá permanecer sin recibir cargas de ningún tipo durante los 6 meses de oseointegración; este es el implante propiamente dicho. Y una segunda parte que conectada a él, emerja en cavidad bucal para recibir la rehabilitación; esto será el emergente o poste.

Se genera de este modo una conexión entre las dos partes antes mencionadas, que se acoplan con precisión y se fijan por un tornillo.

Las firmas comerciales se lanzaron en busca de un tipo de conexión estable, que soportara cargas oclusales sin siquiera aflojarse, y con la suficiente versatilidad para poder ser utilizadas en las diferentes situaciones clínicas.

Así, entre las muchas obtenidas prevalecen por generalización de uso, las siguientes:

- 1- Conexión con hexágono externo en el implante: Este hexágono, se eleva de la plataforma y se diseña en diferentes alturas, desde 0,7 mm, hasta 1,8 mm. El emergente tendrá la cavidad hexagonal correspondiente. (Figura 2).
- 2- Conexión con hexágono interno en el implante: Es una cavidad en el cuerpo del implante y el perno tendrá un hexágono externo que le corresponde. (Figura 3).
- 3- Conexión cónica, conocida también como conexión de cono Morse, en donde la cavidad cónica la tiene el implante y el cono externo el perno. (Figura 4).



Figura 2: Implantes de conexión hexágono externo.



Figura 3: Implante de conexión hexágono interno

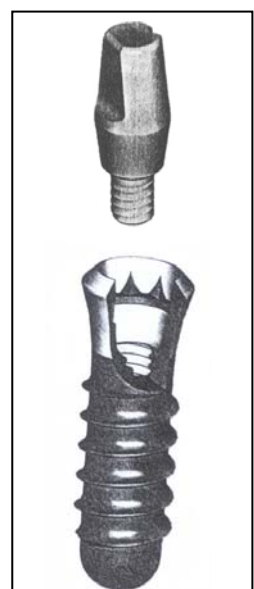


Figura 4: Implante de conexión cónica

Algunos fabricantes comercializan alguna de estas tres variantes, ó combinaciones entre dos de ellas; como por ejemplo el llamado “conexión por collar de fricción”, que es una combinación entre hexágono interno y un collar cónico que oficia de transmucoso.

Son muchos los estudios hechos sobre la mayor estabilidad de estas diferentes conexiones y el torque de ajuste de los tornillos, así como también los casos en que conviene utilizarlas.

Estos estudios comparan diferentes marcas de implantes (Moberg, 2001), diferentes tipos de carga para una misma marca (Watanabe, 2000- Squier, 2002- Ding, 2003- Karl, 2004), diferentes diámetros de implantes de una misma marca, (Friberg, 2002), y la estabilidad para las diferentes conexiones (Bambini, 2001 - Cehreli, 2004).

Los fabricantes aportan al mercado implantes de distinto diámetro, longitud, diseño de rosca, tratamiento de superficie, pues la integración de éste al tejido óseo ocupó la atención de los investigadores durante muchos años, considerando como causa del aflojamiento de los tornillos al incorrecto ajuste realizado en su colocación (Gratton, 2001).

Se trató de homologar la conexión implante / emergente a fin de unificar y simplificar las herramientas accesorias para la colocación del implante y luego la construcción de la rehabilitación protésica. Esto produjo la utilización del diseño de plataforma con hexágono externo como diseño de homologación. Sin

embargo, hay profesionales que prefieren el uso de otro tipo de conexión, por lo cual algunos fabricantes mantienen en el mercado diseños de hexágono externo al mismo tiempo que el de hexágono interno, o de tipo cónico.

Hoy, es la conexión por hexágono externo la mas utilizada por los implantólogos.

Los tres tipos de conexiones requieren de un tornillo de ajuste entre las partes.

Consideraciones protéticas:

El objetivo primordial de la prostodoncia es devolverle la integridad al sistema estomatognático sin injuriar a los tejidos sobre los que asienta, cumpliendo su misión específica, y manteniendo su presencia constante y su armonía estética.

Estos objetivos son posibles de cumplir tanto en rehabilitaciones sobre dientes naturales como sobre implantes.

Para lograrlo deberá reunir requisitos biológicos, mecánicos, funcionales, estéticos y profilácticos. (Fernández Bodereau Jr., 1996).

La diversidad de diseños protéticos que pueden realizarse a partir de una plataforma de implante es tan grande, que desde el punto de vista académico ha generado una nueva clasificación respecto a la conocida sobre dientes naturales. (Maddalena, 1996).

Para prótesis fija de dientes unitarios o brechas intercalares podemos diseñar:

- 1- Perno cementado y corona cementada
- 2- Corona atornillada
- 3- Perno atornillado y corona cementada
- 4- Perno atornillado y corona atornillada

Para las prótesis removibles (sobredentaduras) podemos diseñar:

- 1- Implantosoportadas: sobre barras fresadas atornilladas a varios implantes, funciona como prótesis fija pero desmontable.
- 2- Implantoretenidas: el soporte en estos casos es mucoso, como una prótesis convencional y la retención se hace mediante implantes. Requiere un menor número de implantes que las anteriores y el medio de retención es variado: puede hacerse mediante barras tipo Dolder, mediante magnetos, ó ataches bola tipo O’ring. (Preiskel, 1998).

Numerosos estudios se han realizado respecto a las cargas oclusales aplicadas a sobredentaduras (Meijer, 1993 - Suzuki, 1999 – Heckmann, 2001), utilizando los diferentes diseños de medios de retención sobre implantes. (Botega, 2004), quedando demostrado que en sobredentaduras, o en prótesis removibles a extremo libre, las fuerzas transmitidas a los implantes se reducen considerablemente en conexiones articuladas, en relación a conexiones rígidas de precisión. (Saito, 2003; Heckmann, 2004).

Como se puede analizar en la clasificación anterior tanto para prótesis fija como removible es necesario valerse de dos partes: Una es el implante instalado en hueso y la otra la estructura de la rehabilitación protética que va atornillada al implante.

“El atornillado de la rehabilitación, es el común denominador en las rehabilitaciones sobre implantes; mientras que el cementado lo es en las rehabilitaciones sobre dientes naturales”.

A pesar del concepto anterior existen líneas de implantes con emergentes para cementar, e implantólogos que los prefieren pues con ello sellan la interfase y evitan la penetración bacteriana (Breeding, 1993; Assenza, 2004).

Estudios comparativos entre emergentes atornillados y cementados, demuestran que la separación de la interfase emergente-implante, no revelaron diferencia estadística en la adaptación entre diseños. (Guichet, 2000).

Durante muchos años se han utilizado en prótesis convencional sobre dientes naturales, pequeños tornillos para la conexión, cuando no hay una vía de inserción común entre los pilares; ó como elementos de retención en prótesis telescópicas desmontables. En estos casos, los tornillos, no soportaban cargas primarias pero, aun así, presentaban dificultades, tales como el borrado de las ranuras por contacto con el diente antagonista, ó el restringido espacio disponible para los destornilladores. A pesar de estas complicaciones de mantenimiento y manipulación, es resultado podía ser de precisión.

A pesar de ello, no se apreciaba el verdadero valor del ligamento periodontal. El sistema era capaz de actuar como un aparato ortodóntico, ya que las pequeñas discrepancias de adaptación entre los componentes eran superadas por la necesidad de realizar un apretamiento progresivo del tornillo hasta que quedaba ajustado. Mientras que el estiramiento del tornillo podría ser explicable por el ajuste inicial.

Es probable que pocos operadores tomaran conciencia de que se estaba consiguiendo, que las unidades de retención se fueran ajustando en forma progresiva (Preiskel, 1998).

Otra consideración importante a realizar en el planeo de la rehabilitación, es el material a utilizar, que debe ser resistente al desgaste por abrasión para que se conserve sin modificaciones el mayor tiempo posible y por consiguiente no se modifique el mapa de contactos oclusales diseñados (Yap, 1999).

De los materiales utilizados solo dos reúnen las condiciones mencionadas anteriormente. Ellos son las aleaciones de cromo-níquel o de cromo-cobalto y la porcelana. Los dos primeros son metales y por consiguiente solo reunirán las condiciones físicas pero no las estéticas. Solo la porcelana reúne ambas y se erige en el material de elección. (Walter, 1999).

En los comienzos de las rehabilitaciones sobre implantes, algunos autores aconsejaban la utilización de materiales de menor dureza a partir de resinas, en los cuales se producía una absorción de fuerzas, reduciéndose la cantidad que se trasmitían a la interfase emergente-implante y la interfase

implante-hueso (Ciftci, 2000); pero estos materiales son menos estéticos y menos resistentes a la abrasión, con lo cual se reduce también la estabilidad oclusal (Bassit, 2002).

Hoy se sigue usando en menor escala aduciendo menores costos, pero esto es un error que deberán corregir pues si se planea y diseña correctamente, se ejecuta con materiales como la porcelana, y controla a través del tiempo, se podrá garantizar la estabilidad oclusal.

Otro aspecto a considerar es la elección de rehabilitaciones fijas cementadas vs. atornilladas, debemos destacar que hay dos diseños de atornillar coronas. Una es montar sobre el implante una estructura única que reproduzca la corona dentaria y dejar un orificio (ó chimenea) oclusal por donde se ingresa el tornillo de ajuste de esta estructura al implante. El segundo diseño es el de perno atornillado y corona atornillada a este por palatino con un tornillo de ajuste ó de bloqueo.

Esta opción es de diseño similar a la cementada pero su medio de fijación es un tornillo de seguridad por palatino en reemplazo del cemento. (Fernández Bodereau Jr, 1996).

La primera de las opciones atornillada deja el orificio de ingreso (ó chimenea) del tornillo ubicado en la fosa central abarcando los puntos de contacto del asiento cuspídeo, y como deberá obturarse con resina que es de menor resistencia que la porcelana y por consiguiente se desgastará fácilmente, es necesario en el diseño oclusal preliminar ubicar el orificio, para evitar que un

contacto caiga en él, en cuyo caso es preferible decidirse por coronas cementadas ó retenidas por un tornillo de bloqueo o fijación (palatino ó lingual), ya que en estas el contacto puede quedar directamente en el eje de ingreso del tornillo (Balaguer Martinez, 2001).

Consideraciones Oclusales y Biomecánicas:

Desde hace mucho tiempo, la oclusión ha sido considerada como un factor crítico del éxito en cualquier procedimiento odontológico que implique la rehabilitación del sistema estomatognático.

En la mayoría de los casos, la existencia de un patrón oclusal predeterminado y sano, facilita y orienta al profesional en el mantenimiento de una oclusión considerada “ideal”.

De esta forma en el análisis de los casos de Prótesis Fija o Rehabilitación Oral, es fundamental la realización de un examen oclusal apropiado, cuya finalidad principal es definir la posición terapéutica para la confección de la prótesis; además de eso, propicia también la detección de posible alteraciones dento-periodontales causadas por una relación inadecuada entre el maxilar y la mandíbula durante las funciones masticatorias.

Otro aspecto a ser considerado en la fase de planificación es la presencia de patologías musculares o intra-articulares que pueden llevar a alteraciones

oclusales, con una consecuente interferencia en el resultado final del tratamiento rehabilitador. (Pegoraro 2001).

Los implantes oseointegrados se unen al hueso íntimamente sin un mecanismo de amortiguación, como lo es el ligamento periodontal en los dientes naturales. La ausencia de este ligamento hace que los implantes reacciones biomecánicamente de forma diferente ante una fuerza oclusal, por ello se cree que los implantes pueden ser mas propensos a sobrecarga, la cual frecuentemente se considera como una de las causas potenciales de pérdida ósea periimplantar y fracaso de las prótesis. (Heitz-Mayfield, 2004; Kim, 2005).

Sin embargo, en estudios experimentales realizados en perros se pudo comprobar respuesta nerviosa al aplicar carga sobre los implantes, aunque significativamente inferior a la respuesta obtenida de dientes naturales ante la misma carga. (Weiner, 2004).

Una de las pruebas que se realizan sobre los implantes considerados ya integrados es la percusión, un sonido metálico claro puede indicar fijación y contacto directo con el hueso. Si sobre las prótesis sujetas a estos implantes, se transmiten fuerzas oclusales agresivas, podrían producirse efectos dañinos al hueso que la rodea. Cuando la mandíbula se cierra con alta velocidad y potencia, se produce una fuerza repentina conocida como fuerza de impacto. Esta fuerza puede tener efectos destructivos en la prótesis, los pilares, los implantes, los tornillos de fijación, así como para el hueso de soporte. (Hobo S., 1997).

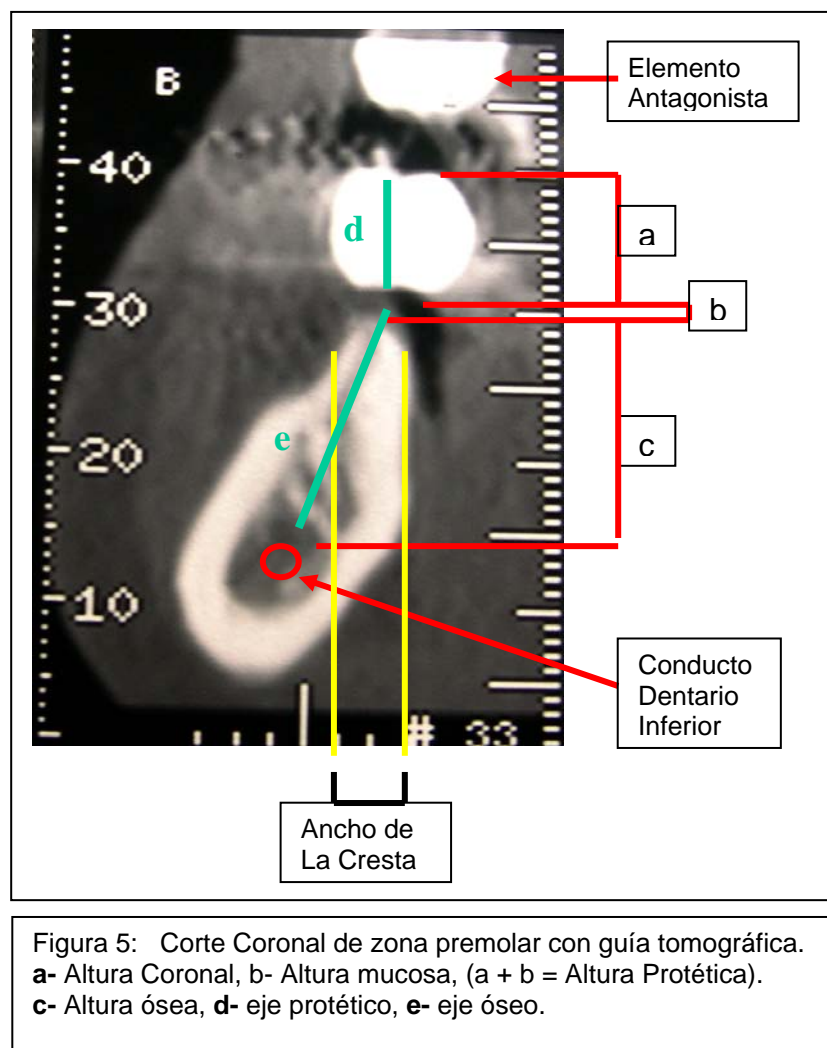
Se han desarrollado otros métodos de comprobación en la integración rígida implante–hueso, que pueden ser usados también en la comprobación de la integridad de la conexión implante–emergente, como es el caso del Periotest. (Faulkner, 1999).

A pesar de desarrollarse muchas investigaciones básicas en el área de la oclusión, todavía existen grandes controversias en lo que se refiere a la selección de un esquema oclusal apropiado para garantizar el éxito y la vida útil de las prótesis implanto asistidas.(Cardoso,2003).

No hay indicios que permitan decir que debe adoptarse un comportamiento diferente que el adoptado para la dentición natural, observando los principios oclusales de axialización de fuerzas, alineación tridimensional, y desoclusión mediante la presencia de guías incisiva y canina. De acuerdo a la pieza o piezas repuestas por implantes deberá adoptarse el esquema de guías puras o compartidas para minimizar o evitar las fuerzas no axiales. (Bechelli A., 2003).

En la etapa de evaluación protética se plantea el primer interrogante ¿establecemos la Oclusión y luego colocamos los implantes; ó colocamos los implantes y luego establecemos la oclusión?. (Alonso A., 1999). Obviamente la respuesta a esta categórica pregunta es la de establecer la oclusión y luego colocar los implantes, no hay manera de diseñar un esquema oclusal cuando los implantes están ya colocados. Hoy ya no se discute este concepto, habiendo cobrado importancia el planeo prequirúrgico del caso apoyándonos en el

diagnóstico por imágenes a través de tomografías cada día mas fieles y precisas (Figura 5), complementadas por sistemas de computación simuladores, que nos permiten obtener guías quirúrgicas estereográficas, podemos arribar a la etapa quirúrgica sin sorpresas. (Bechelli A., 2003).



Una consideración que merece especial atención es el de puentes fijos con extensión libre (cantilever), en pacientes parcialmente desdentados, pues es con ellas que se generan brazos de palanca que tendrán estrecha relación con el

largo de la extensión, el diseño oclusal de la misma y el tipo de antagonista con quien deba trabajar. Trabajos al respecto demostraron que los puentes fijos a extensión sobre implantes tienen un pronóstico a largo plazo similar al de puentes similares sobre dientes naturales, advirtiendo además que debe tenerse muy en cuenta que es sin dudas un factor de riesgo. (Romeo, 2003).

Cuando en una rehabilitación protética sobre implantes se han seguido los procedimientos diagnósticos adecuados, las etapas quirúrgicas y protésicas se han realizado de acuerdo a protocolos estandarizados, puede considerarse de pronóstico favorable.

En los últimos años, se ha puesto mayor interés en determinar las causas que pueden ocasionar el fracaso de los implantes. Los factores mas investigados están referidos a los fracasos de carácter infeccioso (periimplantitis) (Espósito, 1999), y aquellos que implican sobrecarga. (Miyata, 2000).

Después de analizar los estudios que en la actualidad sustentan la correlación sobrecarga-pérdida ósea marginal, esta claro que en la literatura no se ha establecido una evidencia científica con respecto a dicho tema, solo algunos estudios sobre modelos de elementos finitos intentan poner luz sobre el particular. (Hansson, 1999 - Pierrisnard, 2002- Akagawa, 2003 - Tanaka, 2003 - Kitamura, 2004)

Esto está relacionado con la imposibilidad de cuantificar la intensidad y la dirección de las fuerzas masticatorias que se desarrollan en la cavidad oral, especialmente en pacientes que evidencian una parafunción (bruxismo,

apretamiento) y de esa forma relacionarlas con las capacidades biomecánicas del hueso. A pesar de lo dicho, es opinión común que la pérdida ósea marginal puede estar asociada con sobrecarga. (Brägger, 2001 - Romeo, 2006).

Las fuerzas a ser tomadas en cuenta se originan a nivel oclusal, se distribuyen en la estructura protésica y, a partir de allí, a través del implante se dirigen a la interfase hueso-implante y, en forma más general, a la estructura ósea. Por lo tanto para evaluar los aspectos biomecánicos en prótesis implantosoportadas, se deben tener en cuenta los factores que hacen variar la intensidad y dirección de las fuerzas, modificando los efectos de las mismas en la interfase implante-hueso (Warren Bidez, 1995; Hobo, 1997 - Wiskott, 1999).

En recientes estudios sobre elementos finitos comparando la distribución de fuerzas axiales en dientes naturales y en implantes, se obtuvo como resultado que la concentración de estrés alrededor de los cuellos era menor en el diente natural que en el implante. (Ishigaki, 2003).

Las cargas aplicadas en forma estática son consideradas potencialmente más peligrosas que las de tipo dinámico. Esto se debe no solo a la intensidad de las fuerzas que desarrolla un paciente que descarga sus tensiones a través del apretamiento dentario (apretador), sino también a que como consecuencia de ajuste pasivo entre prótesis y pilar, se crea cierta cantidad de estrés que se mantiene aun cuando el paciente no mastica.

En tanto las fuerzas dinámicas, deben tomarse en cuenta en lo referente a las fracturas por fatiga: no es la intensidad de la fuerza la que determina la

fractura, sino su repetición en el tiempo. Recordemos al respecto que una persona cumple, en promedio, alrededor de un millón de ciclos masticatorios por año.

La intensidad del estrés depende de dos variables: intensidad de la fuerza y tamaño del área donde se disipa la fuerza.

Para reducir el estrés y evitar las complicaciones correlacionadas, se debe operar sobre estas dos variables. La intensidad de la fuerza puede ser reducida actuando sobre aquellos factores que son definidos como amplificadores, como son: las fuerzas axiales excéntricas, las fuerzas transversales, la longitud de las coronas (Hansson, 2003).

En tanto que el tamaño del área donde se disipan las fuerzas puede ser incrementado a través del aumento del número de implantes. El aumento del área de la superficie funcional servirá para disminuir el estrés mecánico actuante sobre la prótesis y los tejidos biológicos.

Teniendo en cuenta estos factores podemos determinar el diámetro, longitud y cantidad de los implantes que necesitamos, así como la distribución de los mismos generando sistemas geométricos protectores, o trípodes planares múltiples (Bianchi, 2001).

Se llama así a la emergencia desalineada de al menos un implante con respecto a los demás, ampliando la superficie de apoyo y disminuyendo las fuerzas transversales que determinan momentos flexores y torsionales (Figuras 6 y 7).

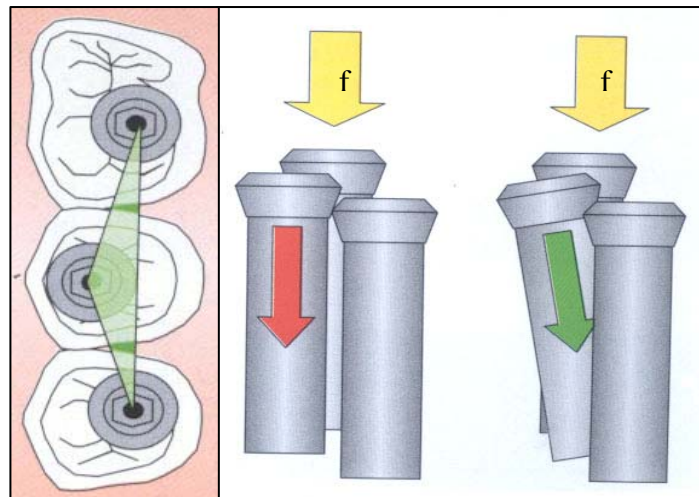


Figura 6: Tripodismo en el asiento protético. El eje no paralelo del implante del centro aumenta la resistencia del sistema

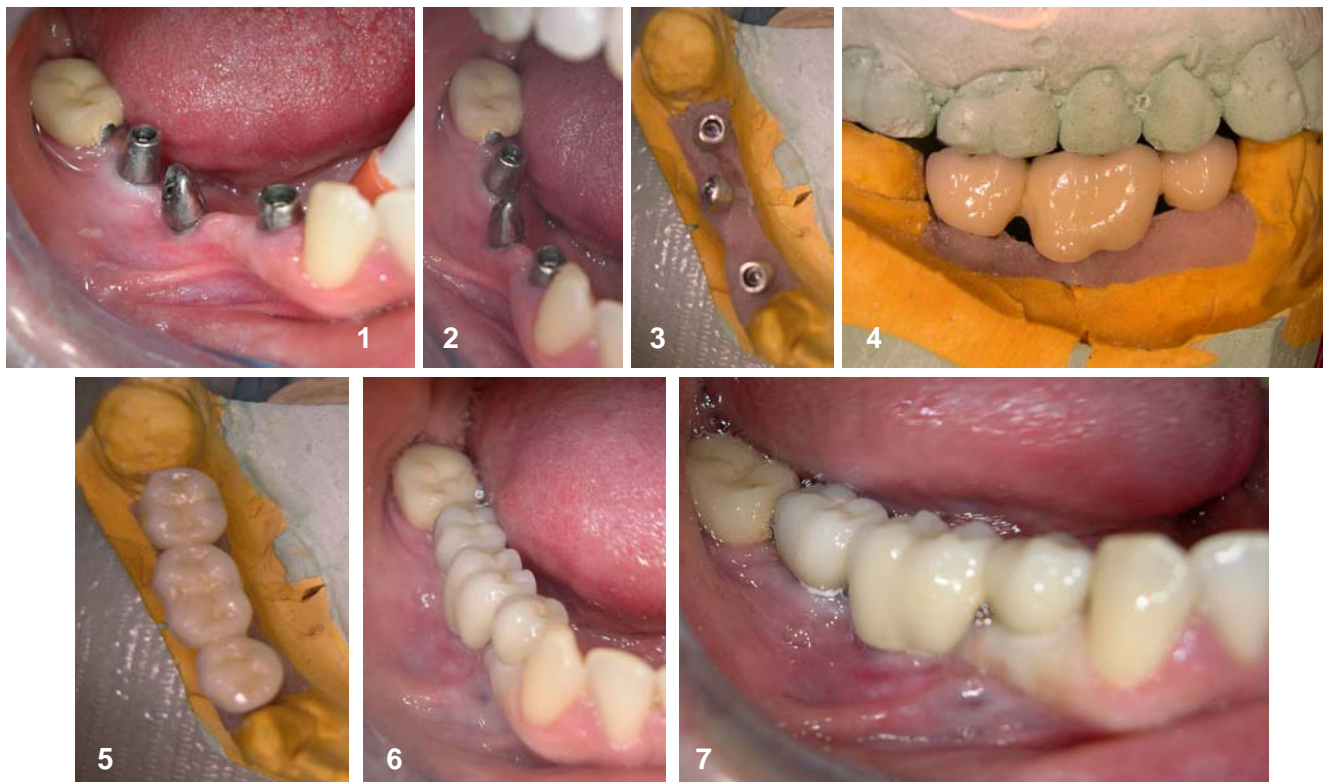


Figura 7: Tripodización de las emergencias: 1, 2 y 3- Vista de los tres emergentes. 4, 5, 6, y 7- vista de la rehabilitación cementada.

Lo expresado anteriormente es válido para rehabilitaciones con múltiples implantes, con emergentes rectos o angulados, en donde las fuerzas resultantes se transmiten al conjunto de implantes (Sethi, 2000)

Pero en rehabilitaciones de piezas unitarias donde la única posibilidad es colocar un solo implante, no pueden ser aplicadas, ya que todas las cargas que sobre la reconstrucción coronaria se apliquen se transmitirán a ese solo implante.

Algunos autores, consideran que algunos tipos de conexión emergente-implante no están diseñados para restauraciones unitarias, como la de plataforma plana de hexágono externo de 0,7 mm de altura y retenida por un tornillo. La complicación más frecuente es el aflojamiento del tornillo, llegando a producirse en el 48 % de los casos de reposiciones de un molar único. Preconizan entonces la utilización de conexión de tipo cónico por estar demostrada su mayor estabilidad. (Catalán Bajuelo, 2004).

Para disminuir este porcentaje de aflojamiento de tornillos en implantes unitarios, se ha propuesto la utilización de dos implantes por molar a restaurar. (Alzain, 1995).

Diferentes opiniones existen respecto a la utilización combinada de implante-diente como soporte de puentes. Esta combinación podría realizarse en forma rígida, o no rígida, es decir colocando un atache que articule la corona sobre implante del tramo de puente conectado rígidamente a la corona sobre el diente natural (Fugazzotto, 1999 - Pesun, 1999 - Block, 2002; Lin, 2003; Correa Castelo, 2004). Sin embargo, estudios recientes demostraron que la

supervivencia a 10 años de puentes fijos conectando diente-implante fue significativamente menor que los puentes que conectaban implantes entre sí, o dientes naturales entre sí (Lang, 2004).

Igualmente se discute el efecto biomecánico de la flexión de la mandíbula bajo concentración de estrés en restauraciones fijas implanto soportadas, donde se considera necesario la articulación en la línea media de la rehabilitación con el fin de facilitar la flexibilidad mandibular (Zarone, 2003).

Se puede concluir que en la planificación de la rehabilitación implanto soportada están involucrados, desde el punto de vista biomecánico, un elevado número de parámetros, que deberán ser tenidos en cuenta y adaptados a cada caso. La omisión de alguno de ellos puede conducirnos al fracaso.

Consideraciones quirúrgicas:

Durante estos casi 90 años de historia de la Implantología se desarrollaron en cirugía nuevas técnicas, todas ellas tendientes a acondicionar el hueso como huésped ó receptor de los implantes.

El mayor esfuerzo se concentró en conseguir el aumento óseo de los rebordes maxilares (en alto y ancho), mediante técnicas de distracción ósea, injertos autólogos en bloque y granulados, levantamiento del piso del seno maxilar.

Se desarrollaron también instrumental específico para cada técnica y se estudiaron materiales alternativos que sustituyeran al hueso cuando no se puede

o es dificultoso obtenerlo en forma autóloga. Se puede clasificar a los materiales investigados en Implantología en:

- 1- **Biotolerados:** como el acero inoxidable compuesto por Hierro, Cromo, Níquel y Molibdeno. La aleación de Cromo, Cobalto y Molibdeno. Las aleaciones de metal noble. Los polímeros de polimetilmetacrilato. Estos materiales colocados en el lecho implantario dan lugar a una osteogénesis distante, es decir que interponen tejido conectivo en la interfase que no los hace válidos para soportar prótesis a largo plazo.
- 2- **Bioinertes:** Son el tántalo, óxido de aluminio y el niobium, que dan lugar a una osteogénesis de contacto. El hueso está en contacto con el implante a excepción de una finísima capa de separación entre ambos. El tornillo del implante se puede desenroscar del lecho implantario.
- 3- **Bioactivos:** están compuestos por la cerámica de vidrio, los fosfatos de calcio y la hidroxiapatita. Dan lugar a una osteogénesis de unión verdadera por unión química, pero tienen el inconveniente que sufren degradación, se desintegran poco a poco y también se fracturan.
- 4- **Biotrópicos:** son el titánio y el titánio de superficie rugosa o plasma de titánio. Dan lugar a una osteogénesis de unión físico-química. Es la que conocemos como Osteointegración (Campos, 2000).

También se han desarrollado membranas o barreras del tipo reabsorbible y no reabsorbible que tienen todas ellas la finalidad de evitar que el tejido blando se invagine dentro del espacio destinado a generar hueso.

Actualmente se reconocen a las técnicas que utilizan biomateriales como métodos de regeneración tisular guiada (Della Bona 2000) a los que se suma el plasma rico en plaquetas (Anitua Aldecoa, 2000; Gonshor, 2002) que nos permite aumentar hueso en ancho y alto como para obtener un terreno apto para la colocación de implantes y dejar un espacio protésico semejante al que tenían las coronas naturales.

Es por ello que se comenzaron a diseñar implantes de distinto diámetro para asemejarlos a los distintos diámetros radiculares y con plataformas de hasta 7 mm, en un intento por simular el cuello de los molares (Seong, 2000). Esto mejoró considerablemente la emergencia protésica en reconstrucciones unitarias o en sectores anteriores.

Con las técnicas exitosas de regeneración ósea con que contamos (Della Bona,2000), los estudios de concentración mineral volumétrica ósea, las tomografías computadas con reconstrucción tridimensional, los tratamientos de las superficies y los diseños de los implantes, nos permiten hacer un acabado planeamiento quirúrgico y protésico previo, por lo cual no se justifica colocar implantes en el remanente óseo existente, si éste no reúne las condiciones de tamaño y densidad, según los parámetros establecidos y publicados por (Misch, 1995), y aún hoy vigentes.

Consideraciones Periodontales:

La periodoncia ha hecho suya las técnicas y materiales de regeneración guiada a nivel óseo, como así también a nivel gingival. Y son los aspectos relacionados al estado final gingival lo más importante a considerar en el planeo de rehabilitación sobre implantes. Se deben tener en cuenta el espesor y consistencia de la encía, el tamaño y ubicación de las papilas, las bolsas que quedarán a consecuencia del desarrollo del espacio biológico descrito por Denis Tarnow, como así también la higiene bucal (Figura 8); y publicado por (Lhinde, 2000).

En el diseño de implantes tipo tornillo con conexión de hexágono externo, se distinguen dos áreas bien definidas; una con tratamiento de superficie, concebida para integrarse al hueso; y la otra (altura de la plataforma) próxima a la conexión con el emergente, entrará en contacto con la mucosa. (Figura 9).

Es en esta zona donde deberá producirse la unión implante-mucosa, emulando a la adherencia epitelial de los dientes naturales.

La superficie de esta zona juega un papel importante no solo por la biocompatibilidad sino también por la adhesión e inmovilización bacteriana (Sawase, 2000).

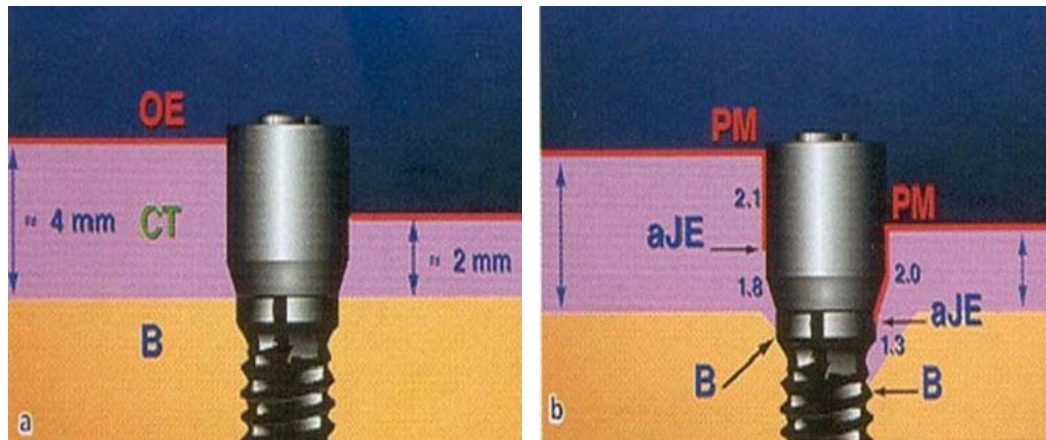


Figura 8: Espacio biológico generado tras la colocación del emergente protético

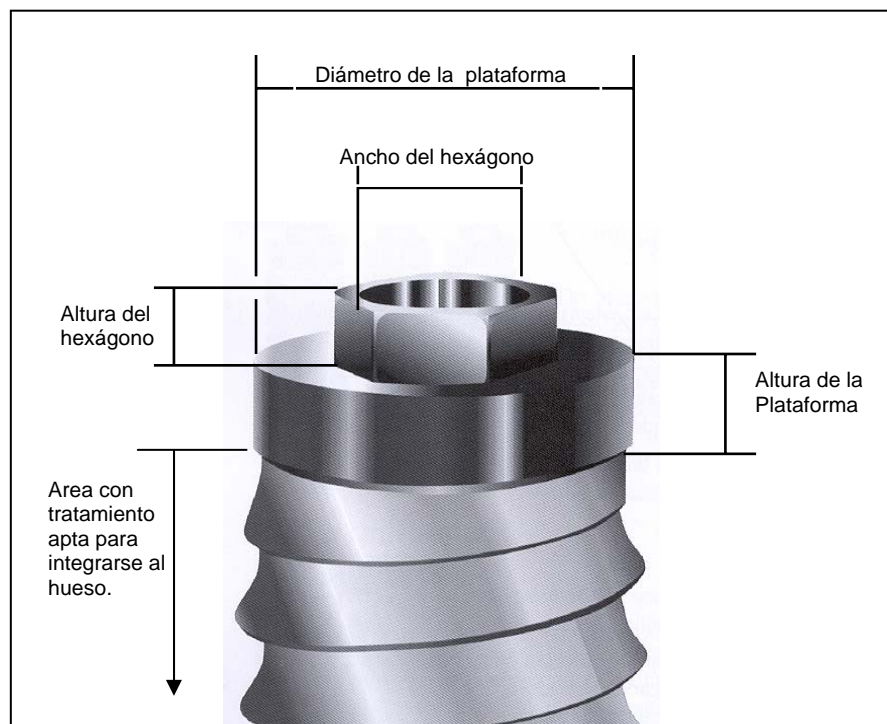


Figura 9: Implante tipo tornillo con sus partes para la conexión con el emergente, la porción gingival y la parte tratada para su integración con el hueso.

Recordemos que la adherencia epitelial de los elementos dentarios naturales está íntimamente relacionada con la cresta ósea que se ubica inmediatamente por debajo de ella y le sirve de soporte.

En este punto hay varias diferencias entre dientes naturales e implantes.

Mientras el cuello del elemento dentario es ondulante, tomando forma curva de concavidad hacia incisal en la cara vestibular y lingual, se transforma en una convexidad hacia incisal en las caras proximales mesial y distal.

Esto determina diferente altura de la cresta ósea en las caras libres que en la proximales, permitiendo, en estas últimas, el soporte óseo de la papila interdientaria (Romanelli, 1996).

En tanto en el diseño de implantes tipo tornillo roscado, el sector destinado a la inserción de la mucosa no es ondulado, mantiene el mismo nivel en todo el perímetro.

Hasta la fecha no hay en el mercado ningún diseño de implante que copie el cuello del diente natural y por consiguiente adapte su cuello a la cresta ósea (Figuras 10 y 11).

Cuando se colocan implantes alejados de elementos dentarios, el nivel de la cresta ósea ya cicatrizada, regularizada y nivelada, permite que el contorno nivelado del implante se corresponda con la cresta ósea, además de otorgar soporte mucoso.

Los elementos dentarios naturales contiguos a brechas desdentadas, mantienen la altura en la cresta proximal y sostienen la papila, por lo cual no hay nivelación que permita correspondencia con el contorno del implante.

La instalación del implante tomando como referencia el nivel vestibular de la cresta, deja sumergida por proximal al área que debe relacionarse con la mucosa gingival; como consecuencia, el hueso se reabsorbe, se pierde altura ósea y el soporte de la papila, generando bolsas profundas y deficiencias estéticas.

Recientes estudios han demostrado que con realizar micro rugosidades en el perímetro de la plataforma, se consigue mejorar la adherencia de la mucosa gingival.

Otro aspecto a tener en cuenta es que la altura de la plataforma del implante (de aproximadamente un milímetro, según la marca), es generalmente menor que el espesor de la mucosa gingival, dejando a la interfase implante-emergente en posición sumergida.

Aunque se utilice un emergente minuciosamente maquinado, y que al ser colocado sobre el implante, no muestre solución de continuidad en la interfase; microscópicamente hay cierto grado de desadaptación (Figura 12).

Como consecuencia de ello, en esta interfase, se facilita la acumulación de placa y la colonización bacteriana.

Estudios recientes han demostrado que la penetración bacteriana llega a profundidad de la rosca del tornillo y hasta el extremo de este, lo cual facilitaría el aflojamiento del mismo.



Figura 10 Implante en alveolo 31 de una mandíbula cadavérica. Ajusta al ancho mesio distal del alvéolo.



Figura 11: Vista frontal del alveolo 31. Por vestibular el nivel óseo está en la 1º espira; por proximal sumergido.

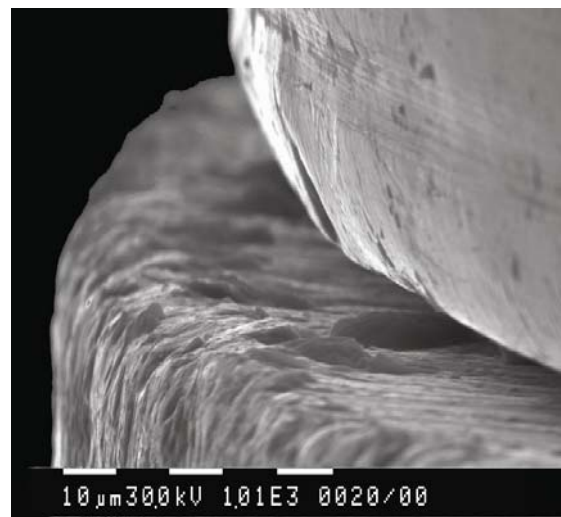
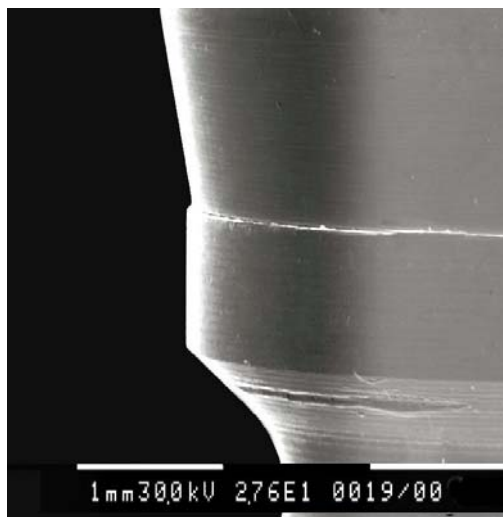


Figura 12: Microfotografía de la interfase implante-emergente maquinado. A la derecha a gran aumento. Obsérvese el grado de desadaptación.

El aumento del torque de ajuste no evitaría la penetración de fluidos y bacterias.

La parte interna del implante podría convertirse en un contenedor ideal para la selección y multiplicación de bacterias patógenas, implicadas en las periimplantitis, o en cualquier caso en determinar un estímulo de infección crónica a nivel de la conexión implante-emergente, con el consecuente daño para los tejidos que están alrededor del implante.

Algunos autores sugieren la posibilidad de cementar los emergentes al implante para evitar la penetración bacteriana y mejorar así las condiciones biológicas del surco periimplantar (Assenza, 2004).

Complicaciones:

La conexión atornillada que se produce entre implante y emergente, ha planteado una nueva línea de complicaciones (la rotura o el aflojamiento de los tornillos, entre otras), (Lekholm, 1987) pues genera dificultades muchas veces insalvables, ya que un nuevo ajuste no resuelve el problema porque la complicación aludida, tiene directa relación con la planificación del caso clínico (Bechelli 2003).

Muchos de estos tornillos de fijación funcionan también como elementos portadores de cargas, no es raro entonces que se presente un aflojamiento indeseado.

La acción de apretamiento del tornillo comprime la pieza que está siendo ajustada y produce un estiramiento y una pre-tensión en el propio tornillo. Si a

continuación se aplicara una carga de tensión adicional, se reduce la carga compresiva en la pieza y habrá una pérdida de retención.

En teoría si al sistema de anclaje se le puede dar una precarga mayor de la que soporta cuando esta funcionando, dicho sistema permanecerá siempre rígido. Sin embargo, si la carga en funcionamiento excede a la precarga, se aflojará. La clave está en desarrollar una precarga de tensión en el sistema de anclaje roscado.

Es también necesario tomar en cuenta el paso de rosca del tornillo.

Una rosca fina tiene un reducido paso de rosca entre dos dientes de engranaje, y además menor profundidad del surco entre espiras, produciéndose por ello un área de mayor esfuerzo de tensión si la comparamos a la correspondiente a una rosca ordinaria.

Comportamiento similar tiene el hueso ante el paso de rosca del implante. En los implantes con paso de rosca mayor, la distribución de la tensión en el hueso cortical es mas pareja que en implantes con paso de rosca pequeño. (Tan, 2002).

Si un anclaje roscado se atornilla demasiado fuerte, existe peligro de fracaso de todo el montaje porque se puede estropear la rosca o fracturarse el perno, o producir un anclaje excesivo. Un torque insuficiente en el tornillo induce a una baja precarga en la zona de ensamble permitiendo un movimiento que puede ocasionar una vibración. Esto a su vez puede conducir a fracaso por fatiga. Es

entonces indispensable el empleo de una llave de torque ó “torquímetro”. (Standle, 2002- Tan, 2002).

Cuando se aprieta un tornillo, aumenta la precarga en el cuello y aumenta el contacto entre pilar e implante; cuanto más apretados estén los componentes más estable será el anclaje.

Todos los componentes tienen un módulo de deformación elástica; si la carga supera este límite tiene lugar una deformación plástica permanente y por lo tanto se reduce la fuerza de contacto entre emergente e implante resultando que la unión del tornillo se aflojará más fácilmente.

Otro mecanismo por el que tiene lugar un aflojamiento del tornillo es debido a que la superficie no es completamente lisa. Incluso una superficie de la plataforma de un implante cuidadosamente fabricado de manera mecánica, tiene puntos microscópicos rugosos, de igual manera para los emergentes protéticos. Como resultado de estas microasperezas, las dos superficies no están completamente en contacto, por lo que al ser sometidas a cargas externas, se producen micro movimientos entre estas superficies. A esto se ha denominado “efecto de asentamiento” y depende de la aspereza o rugosidad inicial de la superficie, de la dureza de la superficie conjuntamente con la magnitud de las fuerzas que se estén aplicando. Este efecto se magnifica en los emergentes colados, en los cuales en el mejor de los casos no igualan a los maquinados (Figura 13).

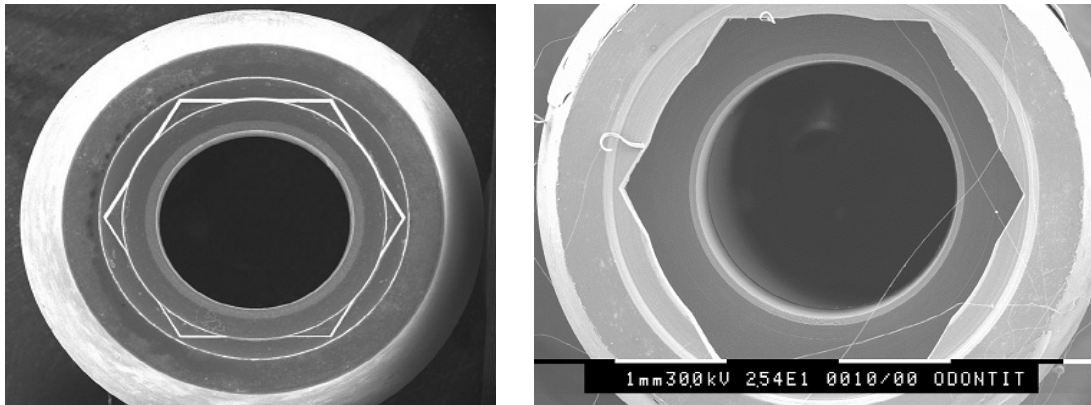


Figura 13: Vista microscópica del hexágono interno en emergentes
Izquierda: maquinado. Derecha: colado

Clínica y radiográficamente no es posible apreciar este efecto, solo lo detectamos cuando se ha producido el aflojamiento del tornillo y las partes se separan netamente (Preiskel, 1998- Hanses, 2002).

Al efecto de asentamiento por precarga y el de desadaptación por colado, deberá sumarse la falta de pasividad, representada por tensiones laterales, que se generan en estructuras coladas en una sola pieza y que conectan múltiples implantes (barras, puentes atornillados).

Estudios realizados por (Pietrabissa ,2000 - Koke, 2004), han demostrado que la mayor exactitud en el asentamiento y las menores tensiones se producen cuando se confeccionan separadamente los tramos para cada implante y luego se los suelda.

Nuevas técnicas como el sistema CAD-CAM de emergente, en donde se releva mediante un scanner el emergente deseado y luego transmitidas al centro de producción donde es tallado a partir de un bloque de titánio. Mediante esta técnica se obtienen emergentes con mejor adaptación que los maquinados estándar y por consiguiente mejor asentamiento en la plataforma del implante, menor colonización de microorganismos, menores riesgos de aflojamiento o rotura de tornillos.

En los emergentes maquinados estándar deben existir una mínima tolerancia entre las partes para garantizar el asentamiento completo del emergente sobre la cabeza del implante. Comúnmente ocurre una pequeña rotación del emergente durante el torqueado. Esto representa un movimiento en la interfase emergente-implante durante la precarga. La utilización de emergentes maquinados “personalizados” disminuye esa discrepancia en la mencionada interfase. (Kancyper, 2003- Assenza, 2004).

La observación del aflojamiento de los tornillos de fijación se da con mayor frecuencia en plataformas de 4 mm o menor diámetro, correspondiente a implantes con diseño de hexágono externo (Vigolo, 2000).

Este aflojamiento se produce en emergentes angulados de 15° y 25° y aún en emergentes rectos que axializan las fuerzas oclusales.

Pero los fracasos en la permanencia de los implantes dio lugar a la clasificación de las complicaciones (Guarinos Carbó, 2001), quedando demostrado que las cargas oclusales son un factor determinante en la

permanencia de éstos en boca. Dentro de estas complicaciones aparece el aflojamiento de los tornillos de fijación, o su fractura como la consecuencia de cargas oclusales excesivas o de fuerzas no axiales, sobre todo cuando nos referimos a prótesis fija, pues trasmite directamente al implante las fuerzas recibidas a partir de los contactos oclusales. Esto llevó a autores (Chapman, 1990) a fijar objetivos mínimos para una oclusión sobre implantes:

- a- Contacto bilateral simultáneo,
- b- Que no haya contactos prematuros en retrusión,
- c- No-interferencia en balanceo,
- d- Distribución pareja de fuerzas oclusales en máxima intercuspidación,
- e- Ausencia de contactos deflectivos en máxima intercuspidación,
- f- Guía anterior y canina puras si son dientes naturales y mixta cuando se acompaña con implantes.

Además se han de tener en cuenta una serie de principios de oclusión sobre implantes, según lo expresan en su trabajo Suarez y et al., (Labaig Rueda, 2001) considerando al implante como:

- a- Anquilosis funcional implante-hueso,
- b- Que las cargas deben ser axiales,
- c- Que los implantes deben ser lo más anchos y largos posibles,
- d- Colocar la mayor cantidad posible de implantes
- e- Obtener fijación primaria.

El planeamiento de los casos clínicos cobró a partir de estas observaciones oclusales una mayor importancia pues se deberá tener en cuenta las características anatómicas del paciente, la morfología de las arcadas, el tipo de oclusión de los dientes naturales remanentes, su estado periodontal, la cantidad y calidad del hueso disponible; la cantidad, distribución, longitud y diámetro de los implantes posibles de colocar; factores todos que hacen que el diseño de la prótesis sobre implantes deba hacerse en forma individualizada (Lindhe,2000; Alonso,1999).

Las complicaciones de rotura y/o aflojamiento de los tornillos de fijación de los emergentes para implantes dio lugar a numerosos estudios sobre emergentes sobrecolados y/o maquinados (Vigolo,2004), el efecto de repetidos cierres y aperturas (Jaarda,1995), la tolerancia de los hexágonos de diferentes sistemas de implantes (Schulte,1995), los diferentes materiales (Martin,2001; Al Rafee, 2002), los micromovimientos a los que son sometidos durante su permanencia en boca (Gratton, 2001), la tensiones y fatiga en diferentes diseños (Lang, 2002; Khraisat, 2002), y a otros estudios de cargas oclusales (Lee, 2002).

Esta problemática ha dado lugar al diseño y fabricación de aparatología que permita retirar pilares fracturados y su reposición por otro nuevo, sin haber tomado en cuenta la etiología de la fractura (Luterbacher, 2000).

Aún así el aflojamiento de los tornillos de fijación sigue siendo hoy un problema pues en prótesis sobre implantes no se ha desarrollado una filosofía

oclusal específica basada en la evidencia, utilizándose el esquema oclusal clásico de cúspides fosa, guías anterior y canina, desoclusión posterior.

Por ello, en el diseño de conexiones de hexágono externo, es necesario establecer una relación directa entre el diámetro de la plataforma, el tamaño del hexágono externo, el tornillo de fijación y la altura protética, para contar con una ecuación y poder seleccionar el diseño de conexión al momento de planear el caso clínico (Prosper, 2003).

El aflojamiento de tornillos de fijación significa que las cargas oclusales a las que son sometidos los emergentes protésicos se transfieren a los tornillos, que pasan a ser de soporte y no solo de fijación, transformándose en rompefuerzas de las rehabilitaciones que sobre los implantes se instalen y demostrando que el diseño previo fue mal realizado.

El advenimiento de la oseintegración provocó un gran cambio en la filosofía de planeamiento y en la secuencia de tratamiento de cualquier rehabilitación oral, tanto en ausencia de una pieza dentaria como en la ausencia de todas ellas.

Incluso en los casos de elementos dentarios con graves lesiones periodontales, fracturas; es decir en todos aquellos casos en que la recuperación de la pieza dentaria natural no nos permita superar un plazo mínimo de por aproximadamente cinco años de durabilidad, estaría justificado (según criterio clínico) la sustitución de esos elementos por implantes.

También es de tenerse en cuenta en los planeamientos ortodónticos, no solo como pilares protéticos de los espacios resultantes, sino como anclaje para los movimientos ortodónticos de los elementos naturales (DePauw, 2002).

A esta última aplicación de los implantes convencionales se le a sumado la de los microimplantes que por su diseño y diámetro pueden ser colocados interradicularmente por vestibular o palatino permitiendo movimientos que con la ortodoncia fija convencional no se lograrían, ó exigirían mayor aparatología y tiempo de tratamiento.

Los implantes oseointegrados nos permiten además asumir una postura preventiva ante las rehabilitaciones orales, pues con ellos podemos evitar la preparación de los elementos naturales, garantizando menos daño, menor riesgo de sobrecarga de los dientes remanentes y por ende mejor pronóstico a largo plazo (Bottino., 2003).

Pero son los pacientes parcialmente dentados portadores de prótesis removible de extremo libre y aquellos totalmente desdentados quienes pueden apreciar mejor los beneficios de las rehabilitaciones sobre implantes, pues pueden conseguir, desde mayor retención para sus prótesis removibles, hasta reemplazarlas por prótesis fija. Entre estos dos puntos, la gama de posibilidades con que el profesional cuenta es muy amplia y deja además espacio suficiente para la creación de diferentes diseños protéticos.

Es en este momento donde el planeamiento debe apelar a la nueva filosofía de trabajo en equipo integrando a protesistas, periodoncistas, cirujanos y protésicos.

Por consiguiente desde el momento que hacemos el relevamiento clínico de la boca de nuestro paciente, de su expectativa de rehabilitación, de los aspectos funcionales, de sus hábitos parafuncionales y de higiene oral, para elaborar nuestra propuesta de tratamiento deben, también, considerarse los aspectos protéticos, oclusales, quirúrgicos y periodontales (Bechelli A., 2003).

El plan de tratamiento típico mediante implantes propuesto por (Bert M., 1994) es el siguiente:

- 1- Durante la primera consulta, es necesaria una conversación en profundidad con el paciente para conocer y comprender sus necesidades, su motivación y sus expectativas.
- 2- Realizar un examen clínico completo y minucioso, evaluando el estado de salud del paciente, el estado periodontal y la oclusión.
- 3- Disponer de un expediente radiológico que incluya una ortopantomografía, una técnica de cono largo y si fuera necesario, una tomografía computada para conocer el volumen exacto del hueso disponible.
- 4- Preparar los modelos de estudio, que junto con el examen de la oclusión, permitan preparar el encerado de diagnóstico, y la guía quirúrgica necesarias.

- 5- En una nueva entrevista antes de la intervención quirúrgica, explicar al paciente con todo detalle el plan de tratamiento, su desarrollo en el tiempo, el motivo del período de espera para la oseointegración, las particularidades del caso y las posibles incidencias sobre el resultado estético final, explicando las complicaciones y las posibilidades de fracaso.
- 6- Una vez tomada la decisión por parte del paciente, debe firmar un “consentimiento informado” y el presupuesto.
- 7- Fijar la fecha de intervención y archivar con la ficha del paciente el informe con las referencias de los implantes colocados y su posición.
- 8- Hacer controles radiográficos anuales, archivando las radiografías.

Capítulo II

OBJETIVOS

En el capítulo anterior se ha expuesto extensamente sobre distintas complicaciones protéticas en implantología, tomando en cuenta diferentes conexiones entre implante y emergente, diseños para prótesis removibles y fijas cementadas ó atornilladas.

De todas ellas es de destacar como más común, el aflojamiento y/o rotura de los tornillos de fijación entre emergente e implante, y sobre todo en los diseños de conexión con hexágono externo de altura 0,7 mm, que es la menor que se comercializa internacionalmente.

Esta conexión es la considerada menos favorable para soportar las cargas oclusales, por ello ha sido elegida para este trabajo.

Se agrega además otra condición considerada desfavorable, que es la de las rehabilitaciones sobre un solo implante, pues las fuerzas oclusales se concentran sobre una única plataforma de conexión.

Hemos planteado como:

II.1- OBJETIVO GENERAL:

Realizar un estudio comparativo “in vitro” entre diferentes diámetros de conexiones de hexágono externo de 0,7 mm de altura en rehabilitaciones unitarias.

II.2- OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

- 1- Establecer pautas para la selección del diámetro de conexión entre implante y prótesis en rehabilitaciones unitarias.
- 2- Observar el comportamiento de la conexión emergente implante, previo a sufrir complicaciones como por ejemplo el aflojamiento del tornillo de fijación.
- 3- Comparar la respuesta a las cargas oclusales axiales centradas (aplicadas en el eje del implante), y cargas axiales descentradas, distantes a 4 mm del eje.
- 4- Comparar el límite de tolerancia a la fatiga en los distintos diámetros de conexión estudiados.

Capítulo III

MATERIALES Y MÉTODOS

Para llevar a cabo este trabajo, se decidió confeccionar un modelo unitario, cuya composición se describe mas adelante, y que montado sobre una base rígida que representa el hueso maxilar, reciba fuerzas oclusales, en dirección e intensidad determinadas.

Para este estudio se utilizaron dos métodos diferentes y en forma secuencial.

El primero de ellos fue una ensayo computarizado que a través de modelos de elementos finitos, simuló los conjuntos análogos de implantes, emergentes y cofias, que habían sido preparados para ser utilizados en el segundo método que fue el de ensayos mecánicos en máquina de compresión.

Estos conjuntos reprodujeron las plataformas de los cuatro diámetros de una marca de implantes, y sus correspondientes emergentes rectos y angulados en 15°. Sobre los cuales se instalaron cofias metálicas que simularon la rehabilitación coronaria.

Para ambos métodos, este conjunto recibirá:

- 1- Una fuerza axial en el centro de la cofia y de intensidad creciente hasta un límite de 800 N.

2- Se repetirá la misma fuerza axial pero descentrada a 4 mm.

Una vez evaluados los resultados obtenidos mediante el método computarizado se definirán los grupos de trabajo para el segundo método que consiste en realizar ensayos mecánicos utilizando réplicas de los cuatro mismos diámetros de implantes y componentes protéticos que se usaron para el ensayo computarizado por elementos finitos.

Finalizados estos dos ensayos mecánicos, se realizaría el correspondiente análisis estadístico de los resultados usando regresión lineal y no lineal.

III. A- MODELOS DE ELEMENTOS FINITOS:

A. 1- Confección de los modelos: Se realizaron modelos de elementos finitos para cada tipo de implante. En dichos modelos fueron considerados los siguientes elementos provistos por la firma BILOK, Florida, E.E.U.U.

- a- Análogo ó réplica del implante: de las cuatro medidas provistas, 3.45 mm, 4.0 mm, 5.0 mm y 6.5 mm.
- b- Emergentes maquinados, rectos atornillados correspondientes a las mismas medidas de los análogos.
- c- Emergentes maquinados, angulados en 15°, también atornillados y de las mismas medidas de los análogos.

- d- Tornillo para la fijación de los emergentes a los análogos.
- e- Cofia metálica de forma cónica que ajustando telescópicamente en su correspondiente emergente tiene por su otro extremo una base de 10 mm de diámetro y paralela a la base de soporte, para que reciba las fuerzas oclusales en forma perpendicular.
- f- Soporte del conjunto (cubo de 15 mm de diámetro) para cada modelo.

Se realizaron un total de 8 modelos de elementos finitos, en todos ellos fueron utilizados elementos sólidos de 4 a 8 nodos. Las dimensiones de cada modelo fueron determinadas a partir de las cuatro medidas provistas.

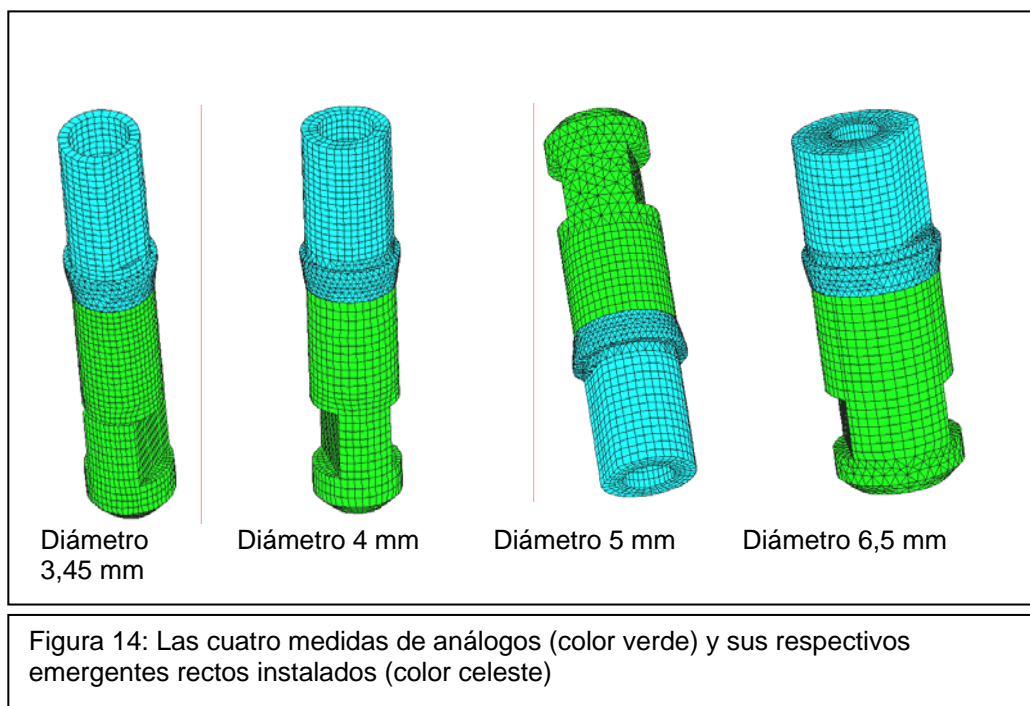
En el caso de los emergentes rectos se consideraron cofias para 8 mm de altura (cofia corta), y de 13 mm de altura (cofia larga) para el caso del implante de 3.45 mm de diámetro. Para los emergentes angulados se consideró una cofia para 8 mm de altura.

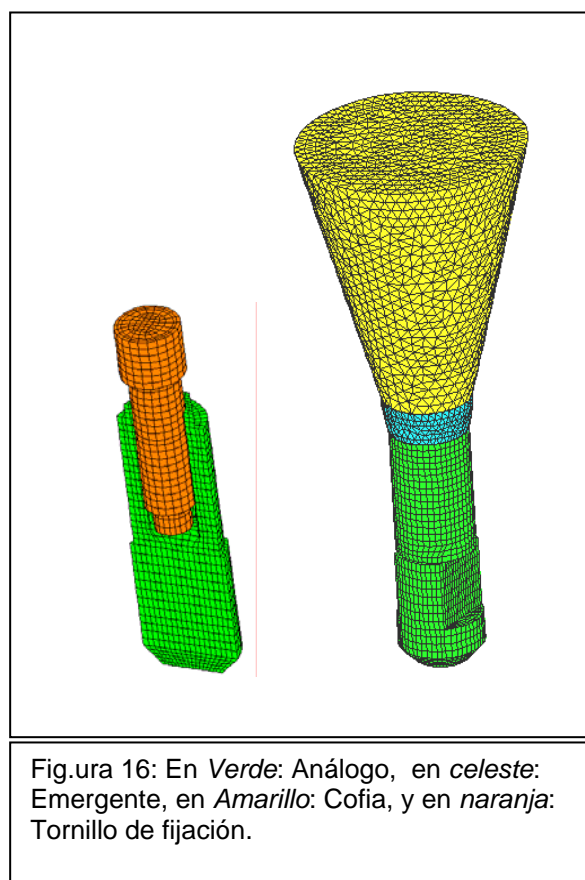
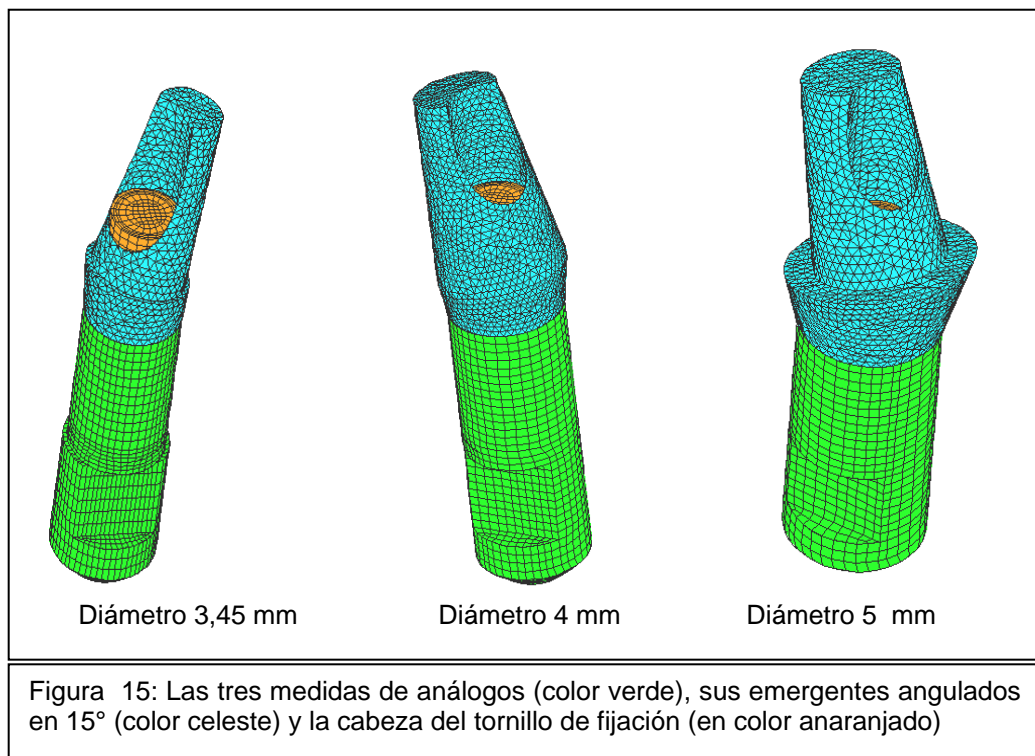
En la (Tabla 1) se detallan los ocho modelos y las figuras 14, 15 y 16, que se muestran a continuación, los grafican.

El tornillo y análogo del implante fueron adosados entre sí para simular la unión roscada, también fueron adosados el análogo de implante al soporte y la cofia al emergente. Además se consideraron condiciones de contacto con fricción con un coeficiente de rozamiento adecuado para la interacción de la cabeza del tornillo con el emergente y del emergente con el análogo de implante.

TABLA 1

Modelo	Descripción	Elementos	Nodos
1	Diámetro 3,45 mm	25023	19876
2	Diámetro 4,0 mm	16925	17499
3	Diámetro 5,0 mm	25287	18114
4	Diámetro 6,5 mm	28368	20407
5	Diámetro 3,45 mm. Cofia larga	33551	21769
6	Diámetro 3,45 mm. Emergente angulado	28054	19022
7	Diámetro 4,0 mm. Emergente angulado	40044	17933
8	Diámetro 5,0 mm. Emergente angulado	39294	17341





A. 2- Materiales: Para los distintos elementos analizados se consideraron los materiales y propiedades mecánicas correspondientes indicados en la Tabla 2:

TABLA 2

Elemento	Material	Tensión de Fluencia (Mpa)	Resistencia a la tracción (Mpa)	Módulo de Elasticidad (Mpa)	Coefficiente de Poisson
Emergente	Aleación de Titanio B265 Grado 5	830	895	114000	0,33
Tornillo					
Análogo					
Cofia	Aleación de Cromo-níquel Verabond	838	(-----)	210000	0,30
Soporte	IRAM 1010	210	330	207000	0,30

A. 3- Cargas y condiciones de contorno: Las cargas consideradas fueron la carga de ajuste del tornillo correspondiente a un par de 35 N.cm, dicha carga fue aplicada en un primer paso de cálculo. Además se aplicó en un segundo paso de cálculo una fuerza concentrada, creciente desde 0 N hasta 800

N, aplicada en el centro y luego a 4 mm del eje de simetría de la cofia, esta última fue considerada a priori como la condición de carga más desfavorable.

En las (Figuras 17 y 18), se muestra la ubicación de las cargas consideradas, para el caso de los emergentes angulados la carga descentrada a su vez fue aplicada en uno y luego en el otro lado de la cofia.

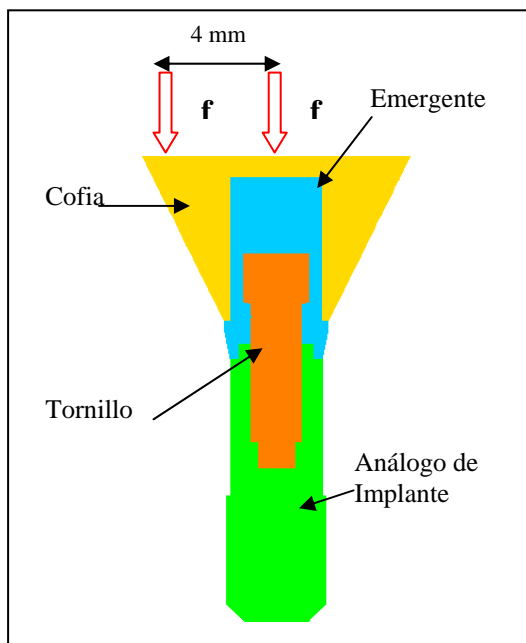


Figura 17: Modelo recto: (f) las fuerzas centrada y descentrada a 4 mm.

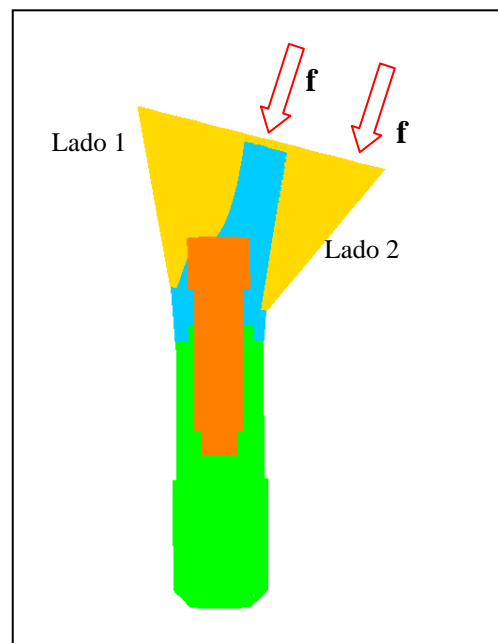


Figura 18: Modelo angulado en 15°: las flechas marcan “lado 1 ó lado largo”, y “lado 2 ó lado corto”.

A. 4- Análisis de fatiga: Al considerar la posibilidad de que la falla se produjera por fatiga se tuvieron en cuenta como condición de mínimas tensiones al implante cargado solamente con la carga de ajuste del tornillo, y como

condición de máximas tensiones a la fuerza máxima aplicada sobre la cofia que no produciría la rotura estática del material del tornillo. Al ser el tornillo el elemento más solicitado, con las propiedades del material del mismo se realizó el diagrama de Goodman y la curva de fatiga, que se verán en el capítulo de resultados.

III. B- ENSAYOS MECÁNICOS:

B. 1- Metodología empleada: Ensayo de resistencia compresiva sobre elementos dentarios con diferentes posiciones de ensayos y diámetros.

Para los ensayos mecánicos se diagramaron primero los 7 grupos que se estudiarán.

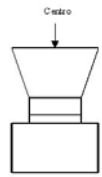



Los parámetros diseñados y a tener en cuenta para estudiar los siete grupos fueron:

- 1- Carga compresiva creciente de 0 N a 800 N
- 2- Lugar de aplicación de carga: en el centro de la cofia (axial centro), y desplazada del centro a 4 mm a ambos lados del mismo (axial desplazada del centro), y todas ellas perpendiculares a la superficie de la cofia.

- 3- La altura total de cofia se estableció en 8 mm para todas las muestras ya que los análisis de elementos finitos no dieron diferencias entre las dos medidas estudiadas.
- 4- El emergente a utilizar será recto y angulado en 15°.
- 5- Para los emergentes angulados se aplicará la carga a 4 mm del centro sobre el lado hacia el que se angula el emergente llamándolo a este *“lado corto ó lado 2”*, y sobre el opuesto llamándolo *“lado largo ó lado 1”*
- 6- El torque de ajuste de los tornillos se estandariza en 35 N.
- 7- Para todos los casos se aplicará una carga inicial de 100 N centrada en el eje del implante a la que llamaremos “precarga” para obtener el asiento del análogo en su respectiva base, y de la cofia en el emergente. Finalizada esta precarga se verifica la fijación de todos los componentes a sus bases y se comienza con la carga creciente correspondiente.
- 8- Se decidió que fueran 8 las muestras para cada grupo. Es de destacar que para los casos en donde se observó una muestra con rotura luego de los ocho ensayos, se decidió realizar una o dos más para tratar de determinar si pudiera ser fatiga o fallo de fabrica de la pieza, debido a esto algunos grupos muestran mas de ocho ensayos.

Basados en estos parámetros los grupos conformados fueron siete y se detallan en la (Tabla 3):

TABLA 3

N° de Grupo	Diámetro de la Plataforma	Lugar de Aplicación de la Carga	Tipo de Emergente	Esquema
1	3,45	Axial Centro	Recto	
2	3,45	Axial Desplazado del centro. 4 mm	Recto	
3	4	Axial Desplazado del centro. 4 mm	Recto	
4	3,45	Axial angulado lado corto	Angulado	
5	3,45	Axial angulado lado largo	Angulado	
6	4	Axial angulado lado largo	Angulado	
7	5	Axial angulado lado largo	Angulado	

El grupo número uno será carga centrada en el eje del implante para un implante de 3,45 mm de diámetro, este grupo será tomado como testigo.

B. 2- Materiales:

Luego de diseñar los siete grupos de trabajo, se procedió a reunir el total de los materiales que serían provistos por la empresa BIOLOK, de Florida, E.E.U.U., y que fueron descritos en la confección de los modelos de elementos finitos.

Fue necesario, además, confeccionar los elementos no provistos y diseñados exclusivamente para estos ensayos, ajustándonos a las especificaciones y parámetros elegidos.

Estos elementos son las bases de soporte para el conjunto implante-emergente y las cofias unitarias.

A continuación se detallan los materiales utilizados en cada paso y el modo de fabricación de los componentes no provistos por la empresa fabricante de implantes y componentes protéticos.

B.2. 1- La Máquina Universal de ensayos INSTRON 4486. serie H 1957.

La máquina universal de ensayos se compone de dos partes principales: La prensa vertical de acción mecánica y la estación computarizada de control.

La primera consiste en una base de cuyos laterales se elevan dos columnas unidas rígidamente en su extremo superior. Entre las columnas se ubica un travesaño horizontal que puede deslizarse por la cara internas de las columnas desde uno al otro extremo. Del centro de este travesaño y unido rígidamente a él pende el mandril o mordiente superior (Figura 19).

Sobre la cara superior de la base y alineado con el mandril superior, se eleva un soporte inferior o base de sujeción, en la cual se coloca el censor electrónico de presión que se conectará a la estación computarizada de control (Figura 20).

B.2.2 - Las bases:

2.2.a- La base para los ensayos “axiales”: consistió en un taco de acero inoxidable de tres centímetros de alto por tres centímetros de ancho perfectamente escuadrado para obtener caras opuestas paralelas entre sí. El largo del taco fue de diez centímetros, medido en la cara que servirá de base inferior, y de ocho centímetros en la cara opuesta, que servirá para el alojamiento de las réplicas de los implantes.

Queda entonces un escalón de un centímetro hacia cada extremo, por los tres centímetros del ancho del taco, cuya finalidad es poder fijarlo con prensas ajustables a la base de la maquina INSTRON 4486, con la cual se aplicará la carga. En la cara superior del taco se trazó una línea central desde uno al otro

extremo y equidistante de los laterales. Sobre ella se marcó en punto central del taco, y luego se realizaron otras marcas, dos centímetros hacia cada extremo del centro.

En cada marca se realizó una perforación perpendicular a la superficie y de ocho milímetros de profundidad. En la marca de un extremo se realizó una perforación de 3,45 milímetros de diámetro, en la marca central otra de 4 milímetros de diámetro, y en la tercer marca otra de 5 mm de diámetro. De manera que quedan alineadas sobre la cara del taco (Figura 21).

A toda la superficie del taco se le realizó un procedimiento de arenado con partículas de óxido de aluminio de 60 micrones, para opacar su superficie y evitar reflejos del acero inoxidable en la visión directa de los ensayos, al mismo tiempo evitar que la luz del flash produzca defectos en la documentación fotográfica.

2.2.b - La base angulada en 15°: consistió en un taco de acero inoxidable similar al anteriormente descrito, de 3 cm de ancho, por diez centímetros de largo en su base inferior, y de ocho centímetros en la cara opuesta, que servirá para el alojamiento de las réplicas de los implantes.



Figura: 19: Vista general de la Máquina INSTRON 4486



Figura 20: A la izquierda Mandril y vástago en momentos de realizar un ensayo. A la derecha puesto de computación en momentos de hacer un gráfico.



Figura 21: Base recta. A la izquierda vista superior con las tres perforaciones descritas. A la derecha, la misma base vista desde un extremo. Se observa en ambos extremos el escalón para fijarla.



Figura 22: Base Angulada. En ambas figuras se observan: el escalón del extremo, las tres perforaciones y la inclinación en 15°, de la cara superior.

En consecuencia, queda un escalón de un centímetro hacia cada extremo, por los tres centímetros del ancho del taco, cuya finalidad es poder fijarlo con prensas ajustables a la base de la maquina INSTRON 4486, con la cual se aplicará la carga.

Hasta el momento de la descripción todo es igual al taco anterior, la diferencia esta en que en la cara superior, y a 0,5 mm de un lateral se realizó un desgaste oblicuo hacia el otro lateral dejándolo de 2,4 cm de altura para que la cara superior tuviera una angulación de 15° con respecto a la inferior. En esta cara superior y al igual que en el taco anterior se trazó una línea central desde uno al otro extremo y equidistante de los laterales, y las tres marcas; se practicaron tres perforaciones perpendiculares a la superficie y de los mismos diámetros y profundidades que en el taco anterior (Figura 22).

Al igual que el taco anterior, a toda la superficie se le realizó una procedimiento de arenado con partículas de óxido de aluminio de 60 micrones, para opacar su superficie y evitar reflejos del acero inoxidable en la visión directa de los ensayos, al mismo tiempo evitar que la luz del flash produzca defectos en la documentación fotográfica.

B. 2.3 - LOS COMPONENTES PROTÉTICOS:

Los componentes protéticos utilizados y motivo de los ensayos han sido provistos por la firma BILOK con domicilio en LA FLORIDA, E.E.U.U.

Estos componentes son:

2.3.a- Réplicas de implantes denominadas “Análogos:

consisten en elementos cilíndricos de 3,45 mm (código de catálogo 1605), 4 mm (código de catálogo 2605) y 5 mm (código de catálogo 5605), de diámetro por 10 mm de largo, construidas en titánio. Estos cilindros presentan en uno de sus dos extremos unas elevaciones de forma hexagonal de 1 mm de altura y centradas, en cuyo medio se ha realizado una perforación con rosca interior de 6 mm de profundidad por 1,5 mm de diámetro para alojar al tornillo de fijación; serán colocadas en la perforaciones que se realizaron en los tacos de acero inoxidable antes descritos, calzando telescópicamente según sus respectivos diámetros y quedando 2 mm por fuera del taco para tener visión directa de la conexión análogo-emergente (Figura 23).

2.3.b - Emergentes atornillados:

Rectos: de base 3,45 mm (código de catálogo 1020w/2905), de base 4 mm (código de catálogo 2020w/2905) de base 5 mm (código de catálogo 5020w/2905), consisten en elementos cilíndricos, de titanio de los mismos

diámetros externos que los análogos antes descritos, y maquinados tanto externa como internamente.

Externamente se presentan como un cilindro de 6 mm de longitud, con una faceta plana para evitar la rotación del elemento que se instale sobre ella; próximo a un extremo se amplía el diámetro en un milímetro formando un escalón en ángulo recto con la parte mas larga del emergente y de forma cónica se reduce hacia el otro extremo para volver a tener el diámetro original, a este escalón se le llama hombro y puede estar construido a 1, 2, 3 mm del extremo, con lo cual se modifica el grado de conicidad hacia el extremo que se denomina base.

En esta base se talló una cavidad hexagonal de las mismas dimensiones que el hexágono externo de los “Análogos” y que al montar el emergente sobre el análogo se produce un encaje recíproco que deja sin solución de continuidad a ambos componentes, y que impide la rotación del emergente sobre el análogo. De esta manera si queremos girar el emergente deberemos retirarlo un milímetro hasta que destrabe el hexágono y rotar 60° cada vez, que es lo que le corresponde a cada faceta del hexágono (Figura 24)

Internamente el emergente ha sido maquinado con una cavidad cilíndrica que extiende desde el extremo opuesto a la cavidad hexagonal y hasta un milímetro de esta, para luego reducirse perforar el centro de la cavidad hexagonal y quedar entonces conformado un escalón de asiento (Figura 25).

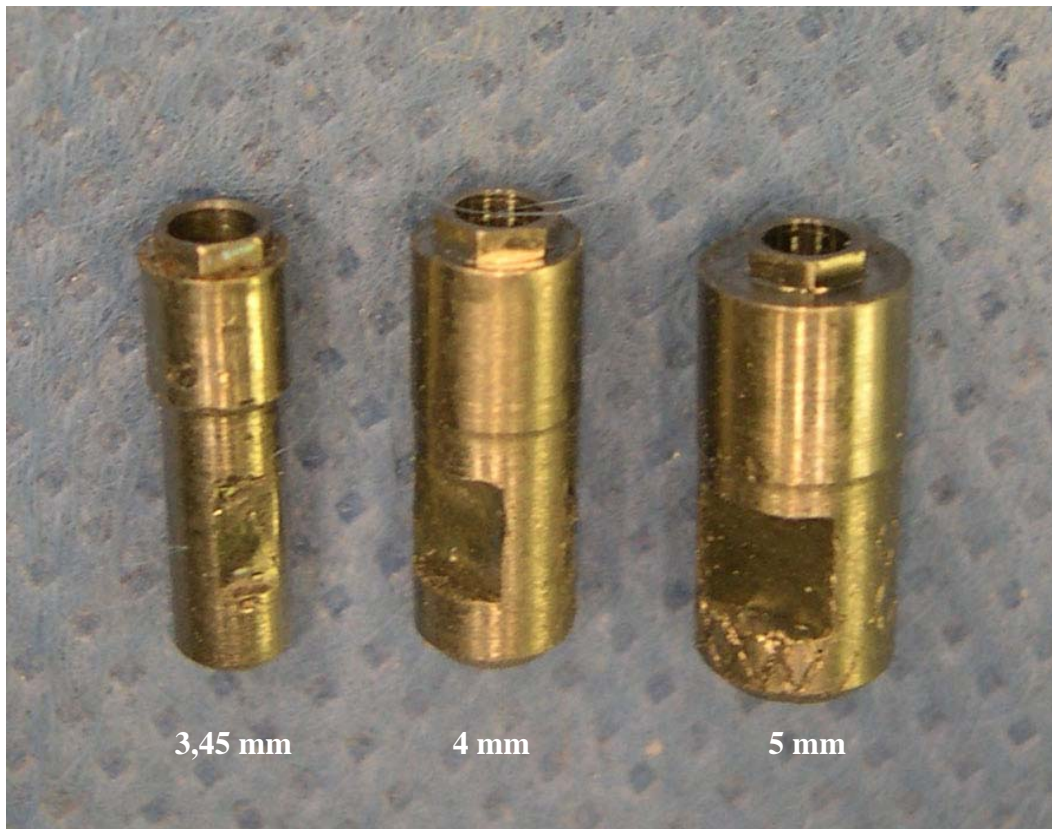


Figura 23 : Análogos de Implantes



Figura 24: Emergentes rectos con hexágono de 5 mm (izquierda), de 3,45 (derecha).

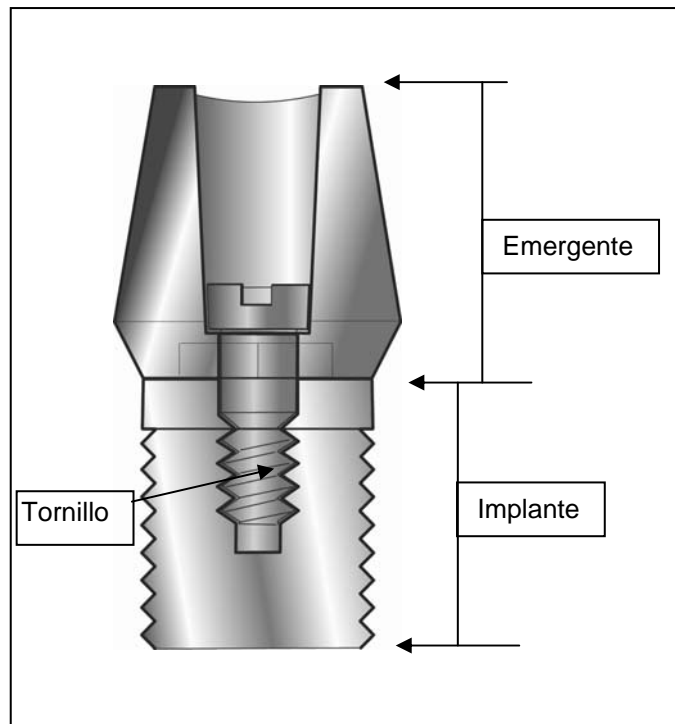


Figura 25: Conjunto análogo-emergente-tornillo. El emergente tiene en su cavidad interior un escalón o “asiento” para alojar la cabeza del tornillo.

Este interior recibirá al tornillo de fijación que por ser pasante y apoyar su cabeza en el asiento del emergente permitirá ajustarlo sobre el implante. Es necesario destacar que para todas las medidas exteriores, la cavidad interior es igual pues el tornillo de fijación es el mismo para todas (código de catálogo 2905)

Los emergentes rectos utilizados han sido de 6 mm total de altura y de 1 mm de hombro.

Angulados en 15°: de base 3,45 mm (código de catálogo 1031w/2907), de base 4 mm (código de catálogo 2031w/2905), de base 5 mm (código de

catálogo 5031w/2905), consisten en elementos cilíndricos, maquinados en titánio, cuya forma exterior presenta: un cuerpo de forma cónica en cuya base se amplia un hombro de 1 mm. Desde este hombro y en forma cónica se estrecha hacia el extremo denominado base que se encuentra tallado en una angulación de 15° respecto del cuerpo, esto hace que la distancia de la base al hombro sea diferente según se la tome en la parte interna o externa del ángulo (Figura 26).

La base de diámetro correspondiente a las medidas de “Análogos” y que tiene tallado una cavidad para alojar al hexágono externo del análogo, pero en vez de ser hexagonal como en los emergentes rectos, es dodecagonal, lo que impide también la rotación del emergente cuando este está ajustado sobre el análogo, y si queremos rotarlo deberemos retirarlo 1 mm hasta que destrabe el hexágono y podemos rotar 30° cada vez, que es lo correspondiente a cada faceta.

Internamente este emergente tiene tallada la cavidad para alojar al tornillo de fijación, pero su ingreso es por un lateral del cuerpo, puesto que debe entrar perpendicular a la base para ajustarla al análogo.

En los emergentes de diámetro 3,45 y para evitar debilitamiento por adelgazamiento del material, el hombro es solo la delimitación de dos conos unidos por sus bases.

Los emergentes angulados 15° se usaron de 7 mm de altura, mas 0,5 mm de hombro, para sector anterior estético.

B. 2.4 - COFIAS:

Para la confección de las cofias tanto de los emergentes rectos como angulados, se decidió utilizar el método *“de la cera perdida ó método por colado”*, que habitualmente se emplean en los laboratorios de prótesis dental para la confección de coronas y puentes sobre implantes. De esta manera se respetarán los protocolos protéticos estandarizados mundialmente.

La cofia diseñada es de 8 mm de altura total, apoyando sobre el hombro del emergente y calzando en él en forma telescópica y bien ajustada.

Externamente se abre en forma de cono invertido hacia la superficie que recibiría las cargas, la cual tiene 10 mm de diámetro. En dicha superficie se trazaron los diámetros a modo de cruz para marcar el centro, sobre uno de estos diámetros dos nuevas marcas a 4 mm a cada lado del centro.

B. 2.5 - MONTAJE DE LOS EMERGENTES SOBRE LAS BASES.

2.5.a - Montaje de los emergentes rectos:

Colocando el tornillo de fijación en el interior del emergente se lo atornilla en el análogo de su correspondiente diámetro, ajustándolo con un torque de 32 a 35 Newton, esto permite observar una solución de continuidad entre ambos componentes (Figura 27).

Se repite el procedimiento para las dos medidas seleccionadas. Se lleva cada conjunto al taco “recto” y se introduce el análogo en su correspondiente cavidad, como la cavidad es de 8 mm de profundidad y el análogo de 10 mm de largo, la interfase emergente-implante queda a dos milímetros de la superficie del taco, con la finalidad de tener visión directa del comportamiento de la interfase en los momentos de carga máxima.

Se realizaron marcas longitudinales en los emergentes, análogos y en el taco hacia una cara lateral, a los fines de tener una referencia y reposicionarlos cuantas veces se necesite.

Como la máquina de presión INSTRON 4486, solo puede aplicar fuerzas perpendiculares a su base y tomando en cuenta que el taco tiene cara superior y base paralelas, los análogos y emergentes se instalaron perpendiculares a esta, las fuerzas que se aplicarán en los ensayos serán en el eje largo del conjunto emergente-análogo y por consiguiente perpendicular a la interfase de ambos.

2.5.b- Montaje de los emergentes angulados:

El montaje de los emergentes sobre sus correspondientes análogos se realizó del mismo modo que en el caso anterior, pero su ubicación en el taco “angulado” se orientó de manera que la mayor altura del emergente quedara hacia el lateral del taco mas bajo, con lo cual los 15° de inclinación de la cara superior hacia ese lateral compensó los 15° de angulación del emergente y así el cuerpo cónico del emergente quedó

perpendicular a la base inferior del taco. Se realizaron marcas longitudinales en los emergentes, los análogos y los tacos como referencia para conservar la posición (Figura 28).

Como la máquina de presión INSTRON 4486, solo puede aplicar fuerzas perpendiculares a su base, y el cuerpo cónico del emergente es perpendicular a la base, las fuerzas serán en el eje axial del cuerpo del emergente, pero en ángulo de 15° sobre la interfase emergente-análogo.

2.5.c- Montaje de las partes de las cofias:

Para obtener cofias iguales para todos los ensayos se diseñó un dispositivo que las confeccionó en dos partes.

- 1-La porción que adapta sobre el emergente y
- 2-la “base” o “superficie” que recibe las fuerzas.

La primera se realizó por el método de encerado directo sobre cada uno de los emergentes, con cera sin memoria y perfectamente ajustado en forma telescópica.

Para la “base” se debió confeccionar una matriz de 10 mm de diámetro utilizando un aro de cobre de ese diámetro interior, al que se le lubricó el interior y se llenó con cera para incrustaciones; en la superficie de cera que se obtuvo se procedió a marcar los diámetros formando con ellos una cruz; luego en uno de los diámetros se hicieron marcas a 4 mm a ambos lados del centro.

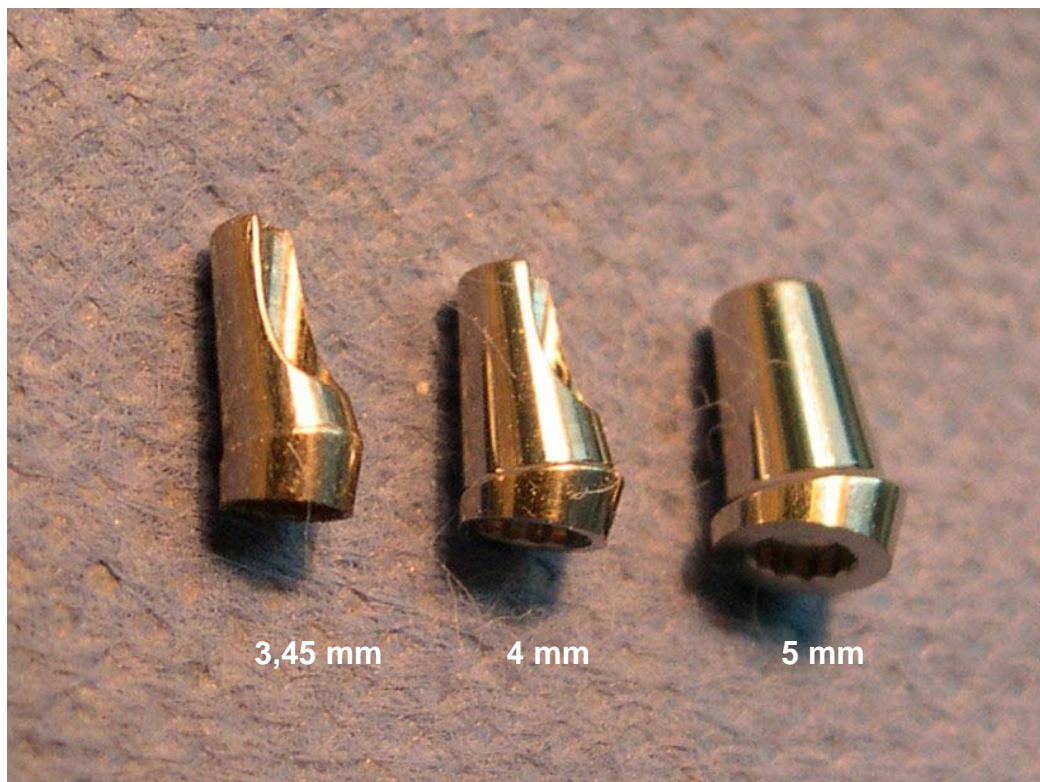


Figura 26: Emergentes angulados en 15°



Figura 27: Conjunto análogo emergente - tornillo rectos de 3,45 mm y 4 mm



Figura 28: Conjunto análogo-emergente-tornillo angulados en 15°, de 3,45 mm, 4 mm y 5 mm

Sujetando el aro cobre, se desplazó el taco de cera, presionándolo sobre la cara antes marcada, hasta que el taco quedó tomado en el aro por solo un milímetro de su altura. De modo que la cara del taco de cera con las líneas trazadas hiciera de fondo al aro vacío. Se preparó luego silicona por adición y se llenó el aro, para obtener una impresión fiel de las líneas trazadas en la superficie de la cera.

Cuando la silicona endureció se retiró el taco de cera y se obtuvo un aro de cobre lleno de silicona con la impresión en bajorrelieve de los diámetros trazados anteriormente en la cera; quedó así construida una matriz o cubetilla para confeccionar las bases de las futuras cofias.

La pequeña cubetilla se rellena con resina acrílica sin memoria (se utilizó para este estudio la marca DURALAY de DENTAL MFG.CO. de ILLINOIS EE.UU.) (Figura 29).

Al endurecer basta con presionar la silicona por su otra base para que expulse la pieza de acrílico de forma circular, de 1 mm de espesor y que en una de sus caras lleva marcado los surcos correspondientes a los diámetros. Con esta matriz se obtuvieron las piezas necesarias para todos los ensayos garantizando que fueron todas iguales (Figura 30).

Es necesario, ahora, montar estas piezas circulares sobre el encerado directo realizado en cada emergente y asegurarnos que quede paralelo a la base del dispositivo cuando se monte el conjunto para realizar el ensayo, recibiendo las cargas en forma perpendicular a la superficie.



Figura 29: Resina acrílica utilizada para la confección de los patrones de las cofias

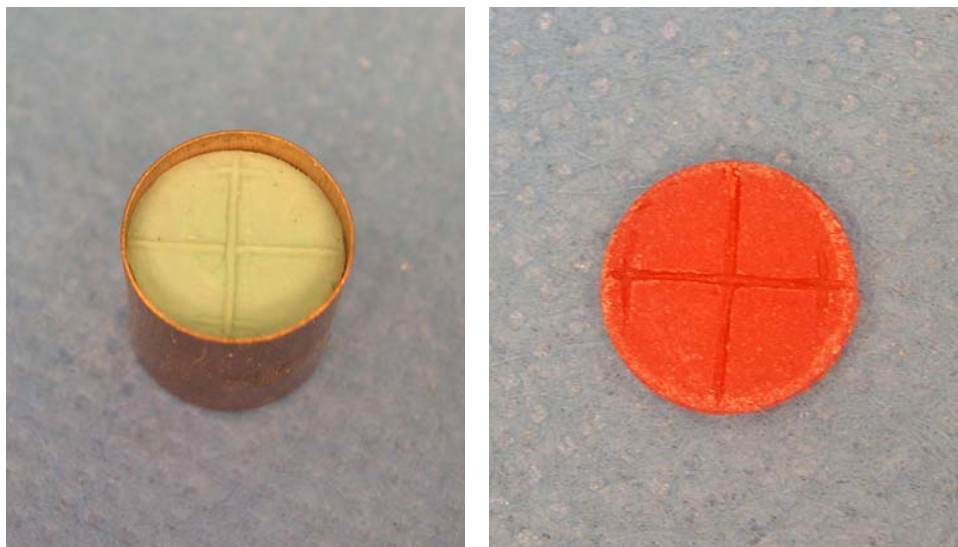


Figura 30: A la izquierda: Cubetilla de aro de cobre con silicona. A la derecha: base en “Duralay” con los diámetros marcados.

Para ello se diseñó un dispositivo y se utilizó un paralelizador marca MAXIDENT de DENTAL S.D., CÓRDOBA, República Argentina.; de base imantada eléctricamente y brazo móvil de doble articulación (Figura 31).

El dispositivo de paralelización consistió en un aro de cobre de 10 mm de diámetro, un vástago calibrado de 2 mm de diámetro que pudiera ser tomado y fijado en el mandril del brazo móvil del paralelizador y acrílico de auto-curado. Se colocó el vástago en el brazo móvil del paralelizador, se lubricó el interior del aro de cobre y se lo fijó a la base del paralelizador; luego se desplazó el brazo móvil de modo que se introdujera el vástago en el interior del aro y centrándolo se ajustó el brazo (Figura 32).

Para poder montar la base en este dispositivo se debe traccionar el taco acrílico un milímetro, logrando una cavidad igual que la de la matriz usada para confeccionar la base de las cofias.

Se hace una marca sobre la cara externa del aro, se coloca a presión en esa cavidad una pieza de DURALAY haciendo coincidir el diámetro que tiene las marcas a 4 mm de su centro con la marca del exterior del aro, y se lleva el dispositivo al paralelizador.



Figura 31: Paralelizador MAXIDENT con el dispositivo de paralelización montado



Figura 32: Dispositivo paralelizador

El paso siguiente es fijar ambas partes; para lo cual fue necesario que el emergente con su encerado se colocara en el conjunto armado y este en su respectivo taco base (tanto para los rectos como los angulados).

Se llevó al paralelizador; se ubicó el brazo móvil que tenía ya montado el dispositivo con la pieza en duralay, se ubicó hacia vestibular la marca del aro de cobre y centrándolo con el eje del emergente, se lo dejó alejado para que la altura de la cofia sea de 8 mm, rellenamos con cera para incrustaciones hasta unificar ambas estructuras (Figura 33).

El resultado obtenido es una pieza cónica de cera con base acrílica, totalmente perpendicular al eje del brazo móvil de paralelizador, y en esta cara los diámetros en cruz marcados, y en el diámetro que se orienta desde un lateral al otro quedan las marcas a 4 mm del centro.

Se repitió el procedimiento tantas veces como ensayos debieron hacerse, identificando cada cofia con su emergente. (Figura 34).

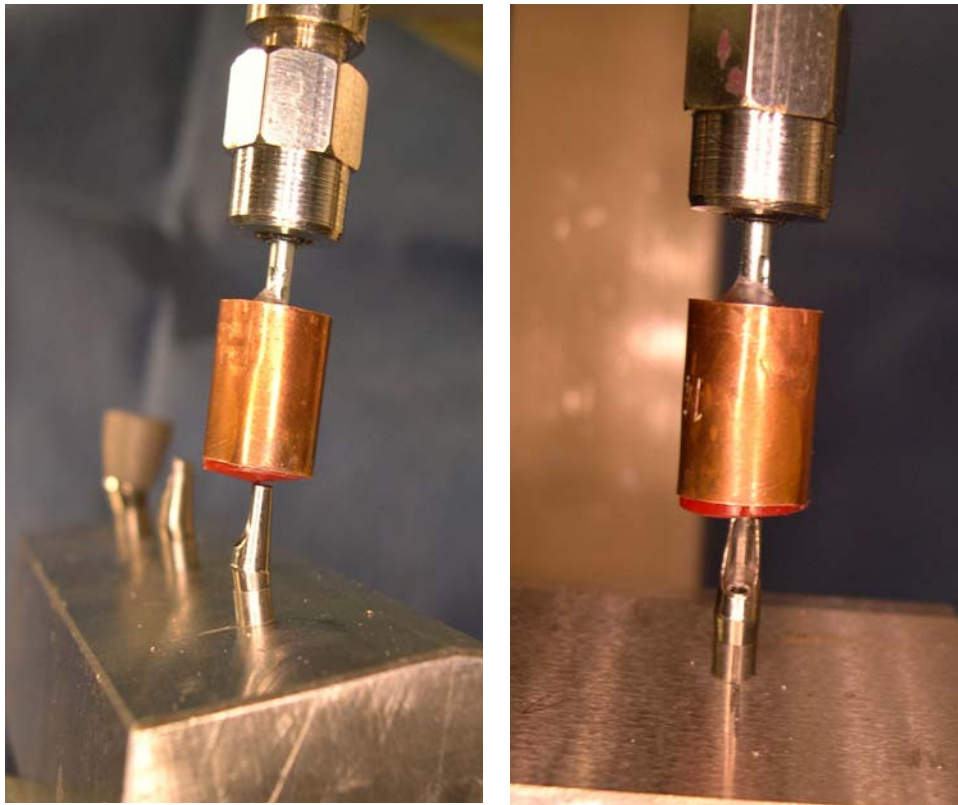


Figura 33: Dispositivo diseñado para paralelizar la base de la cofia, Montado en el paralelizador y asentado sobre el emergente.

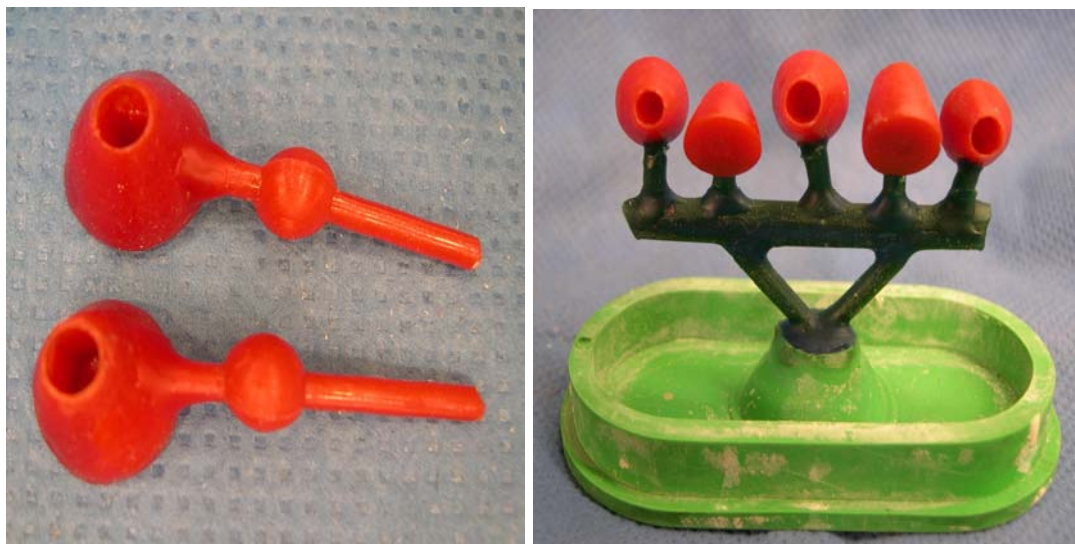


Figura 34: Cofias construidas en “Duralay” con sus respectivos bebederos, listas para ser coladas en metal.

El procedimiento siguiente fue el de colar cada una de las piezas obtenidas, usando el método convencional de investido en cilindro de revestimiento para aleaciones de cromo-níquel (para este ensayo se usó la marca de aleación VERABOND) y con la máquina de inducción obtuvimos las cofias metálicas que luego de limpias y arenadas, mostraron claramente los diámetros trazados en las bases y adaptaron telescópicamente en sus respectivos emergentes ó postes.

Una vez confeccionadas las diferentes partes y montadas, estuvieron listas para realizar los ensayos mecanizados (Figura 35).

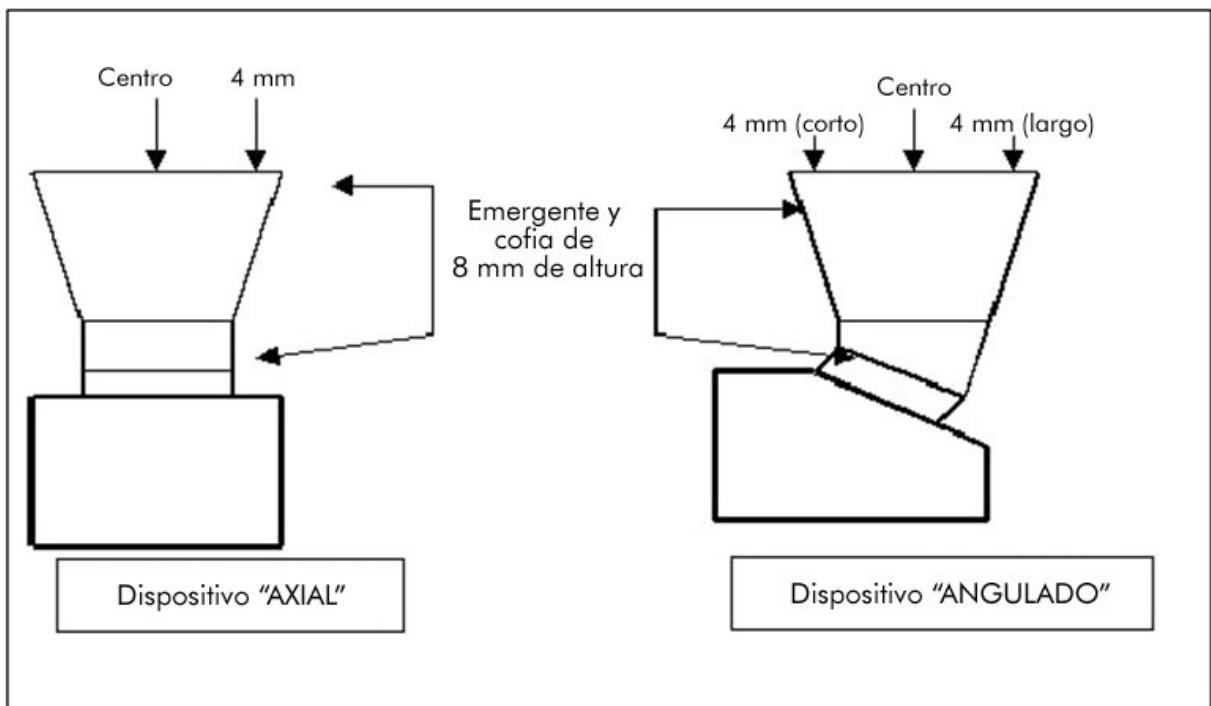


Figura 35: Esquema de ambos dispositivos armados

Se estableció en ese momento el protocolo a seguir para realizar los ensayos.

El protocolo utilizado constó de:

- 1- Fijar con bridas los dispositivos a la plataforma de la máquina INSTRON 4486 serie H, para evitar desplazamientos horizontales o volcamientos durante la aplicación de las cargas.
- 2- Ajustar los conjuntos de emergentes-análogos-tornillos con torque de 35 N y luego montarlo en el dispositivo correspondiente, y colocar finalmente la cofia.
- 3- Aplicar carga de 800 N en el centro de la cofia para asegurar el asentamiento del análogo dentro de su alojamiento en el dispositivo, sean emergentes rectos o angulados. Luego aplicar la carga nuevamente en la ubicación que motiva el ensayo.
- 4- Tras la aplicación de la carga observar si hay separación entre emergente y análogo.
- 5- Retirar el conjunto y comprobar la adaptación de la cofia, el torque de ajuste del tornillo, y la deformación o rotura del mismo.

Las siete figuras a continuación representan los ensayos mecánicos de los siete grupos programados (figuras 36-37-38-39-40-41-42).



Figura 36: **GRUPO 1.** Emergente recto de 3,45 mm, carga centrada.

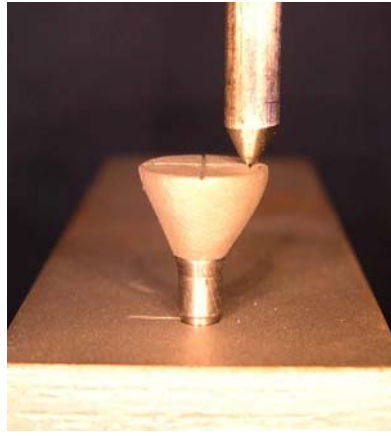


Figura 37: **GRUPO 2.** Emergente recto de 3,45mm carga descentrada a 4 mm.

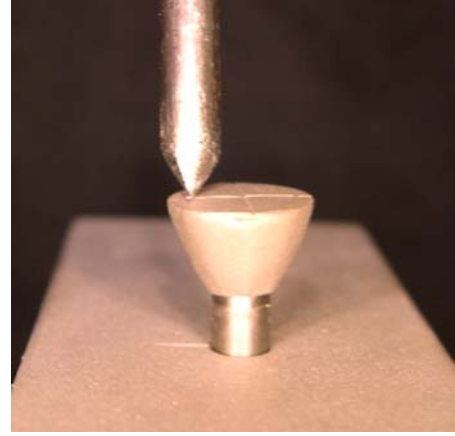


Figura 38: **GRUPO 3.** Emergente recto de 4 mm, carga descentrada a 4 mm del centro.

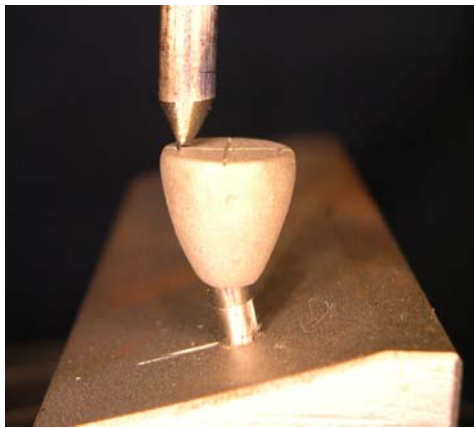


Figura 39: **GRUPO 4.** Emergente angulado en 15°, de 3,45 mm de diámetro, descentrada “lado largo”.

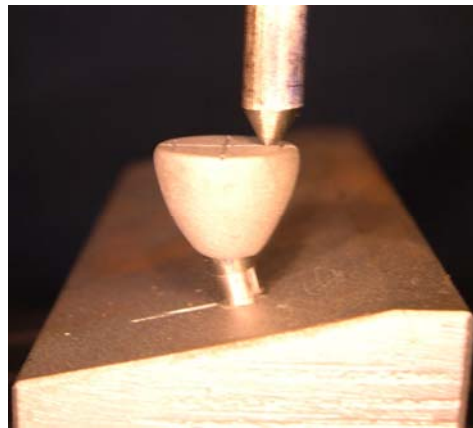


Figura 40: **GRUPO 5.** Emergente angulado en 15°, de 3,45 mm de diámetro, descentrada “lado corto”.

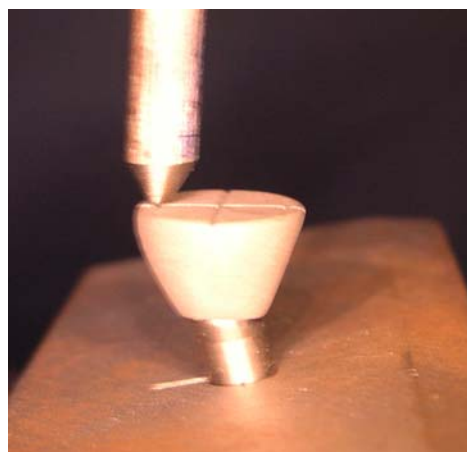


Figura 41: **GRUPO 6.** Emergente angulado en 15°, de 4 mm de diámetro, descentrada “lado largo”.

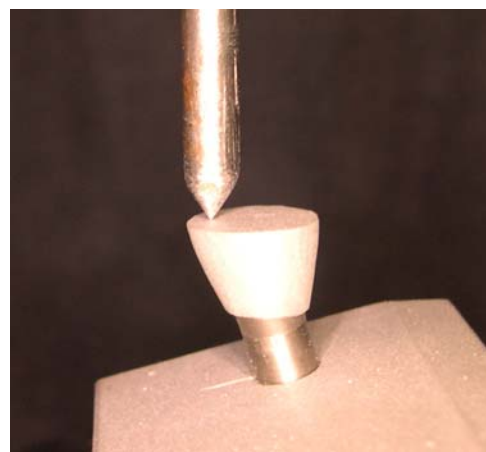


Figura 41: **GRUPO 7.** Emergente angulado en 15°, de 5 mm de diámetro, descentrada “lado largo”.

III. C- MÉTODO ESTADÍSTICO:

Observaciones:

De un total inicial de 11.505 mediciones sobre 61 muestras pertenecientes a 7 series de modelos (ver tabla 4), se excluyeron las mediciones con una carga inferior de 0,050 o superior a 0,800 a fin de simplificar el análisis estadístico y la interpretación de resultados, siendo analizadas un parcial de 10.003 mediciones.

Tabla 4

<i>Muestras</i>	Series						
	1	2	3	4	5	6	7
1	163	317	53	179	119	104	163
2	180	824	419	77	147	57	46
3	90	775	358	55	139	56	33
4	82	629	321	56	137	65	35
5	80	594	269	76	139	58	35
6	80	458	379	54	129	58	49
7	79	388	321	52	117	59	37
8	78	348	544	49	99	58	39
9		319	258		93		
10		338			92		
Total	832	4990	2922	598	1211	515	437

Métodos estadísticos empleados

Por análisis de regresión lineal y no lineal, para cada una de las 7 series de modelos se calculó la función polinómica (polinomio de tercer orden) de deformación en relación a carga que más se ajustaba a la mayoría de las muestras independientes. En el proceso, de cada serie se excluyó una o dos

muestras que no respondían al comportamiento general de las restantes muestras con el objeto de optimizar al máximo posible el coeficiente de determinación (R^2).

Los parámetros de la ecuación polinomial para determinar deformación a partir de carga en cada una de las 7 series se muestra en la tabla 5, destacándose el valor del coeficiente de regresión de cada componente del polinomio y su error estándar entre paréntesis, la constante de intersección de la curva y el coeficiente de determinación resultante.

Tabla 5.- Coeficientes de regresión, constantes de intersección y errores estándar respectivos para el cálculo polinomial de deformación promedio en función de carga para cada una de las series de modelos analizadas.

Serie	Parámetros de la función de deformación a partir de carga				R^2
	a	b	c	Constante	
1	0,142 (0,023)	-0,243 (0,026)	0,239 (0,008)	0,018 (0,002)	0,98
2	1,800 (0,177)	-2,000 (0,216)	1,450 (0,073)		0,84
3	1,260 (0,129)	-1,650 (0,152)	1,181 (0,048)	0,041 (0,004)	0,87
4	1,000 (0,184)	-1,240 (0,221)	1,000 (0,073)		0,94
5	2,240 (0,263)	-2,520 (0,319)	1,810 (0,107)		0,91
6	1,300 (0,125)	-1,730 (0,148)	1,120 (0,047)	0,031 (0,003)	0,97
7	0,750 (0,252)	-1,040 (0,283)	0,725 (0,083)	0,036 (0,005)	0,82

a, b, c y Constante son los coeficientes de regresión y constante de la ecuación polinomial de tercer orden para el cálculo de deformación, según la siguiente función polinomial de tercer orden: $y = aX^3 + bX^2 + cX + Constante$; donde X es la carga e Y deformación.

R^2 : Coeficiente de determinación de deformación a partir de los parámetros definidos.

* Durante los análisis de regresión se excluyeron las muestras 1 y 2 de la serie 1, muestras 1 a 3 de la serie 2, 1 y 8 de serie 3, muestra 1 de series 4, 6 y 7, y muestra 2 de la serie 5.

A partir de las ecuaciones mencionadas, se pudieron establecer las curvas de respuesta promedio de las distintas muestras dentro de cada una de las series, así como las bandas (inferior y superior) del Intervalo de Confianza 95% respectivo (IC95%) para cada una de ellas. El contraste de las distintas curvas de respuesta promedio se hizo entonces por estimación de parámetros, donde para considerar “significación estadística” de la diferencia en uno o más puntos de las dos curvas de respuesta promedio cualquiera, cada curva comparada deberá encontrarse fuera del IC95% de la curva restante.

Si bien con el enfoque de comparación previo suele ser suficiente, no obstante se establecieron 3 cortes transversales de carga específicos con implicancias clínicas (0,150-0,200; 0,350-0,400 y 0,750-0,800) para observar más detalladamente el comportamiento de los valores medios de deformación en cada uno de dichos puntos de corte, que llamaremos “niveles de carga”. Para cada uno de estos niveles se calculó el valor promedio de deformación del conjunto de las muestras de cada serie, error estándar e Intervalo de Confianza 95% (IC95%) respectivo. Luego, dichos valores medios de todas las series, a cada nivel de carga por separado, fueron contrastados mediante análisis de varianza (ANOVA) de una vía por comparación múltiple *post-hoc* con test de Bonferroni. En este caso, la significación estadística se definió en una p (probabilidad) $< 0,05$ de error tipo I por prueba de hipótesis.

El análisis estadístico fue desarrollado en parte con el software SPSS® 9.0 y otra parte con planilla de cálculo Microsoft® Excel 2002.

Capítulo IV:

RESULTADOS

En base al análisis de las muestras estudiadas, se obtuvieron los siguientes resultados, mediante el empleo de dos métodos (modelo de elementos finitos y ensayos mecánicos), y finalmente se analizó el resultado del análisis de regresión lineal y no lineal empleado para evaluar los grupos estudiados.

IV.A- Resultados de los modelos de elementos finitos:

En el presente análisis se prestó especial atención al comportamiento de los emergentes, los tornillos y los análogos de implante, no se tuvo en cuenta los resultados de esfuerzos sobre la cofia ni sobre el cubo de soporte, ya que dichos elementos fueron utilizados en los modelos uno para transmitir la fuerza de masticación y el otro para brindar un soporte al implante.

Debido a las dimensiones relativas de los distintos componentes se estimó a priori que los elementos más solicitados de los implantes eran los tornillos. Por lo tanto se definió como condición crítica de trabajo que las tensiones igualen o superen el valor de la tensión de fluencia del material, ya que una vez superada dicha tensión el elemento quedaría con deformaciones

permanentes. A continuación se muestran los resultados obtenidos para cada condición analizada.

IV. A.1- Emergentes rectos, carga aplicada en el centro de la cofia:

Para todos los modelos analizados las tensiones máximas fueron menores que la tensión de fluencia del material.

En las (figura 42, 43 y 44), se muestra la distribución de tensiones en el emergente, tornillo y análogo respectivamente; equivalentes típica para la condición de carga previamente establecida para este estudio.

Obsérvese como la máxima concentración de tensiones en el tornillo y en el emergente, se ubica en el escalón de asiento de la cabeza del tornillo, siendo mayor en el tornillo (color rojo) que en el emergente (color amarillo).

En tanto que en el análogo las máximas concentraciones se ubican en la parte media de la cavidad de alojamiento del tornillo (color rojo y amarillo) y que se extiende a través de la pared del mismo hasta la plataforma de apoyo del emergente (color verde), formando una línea de probable fractura.

En la Tabla 6, se indican los valores máximos de tensiones obtenidos para cada modelo de implante:

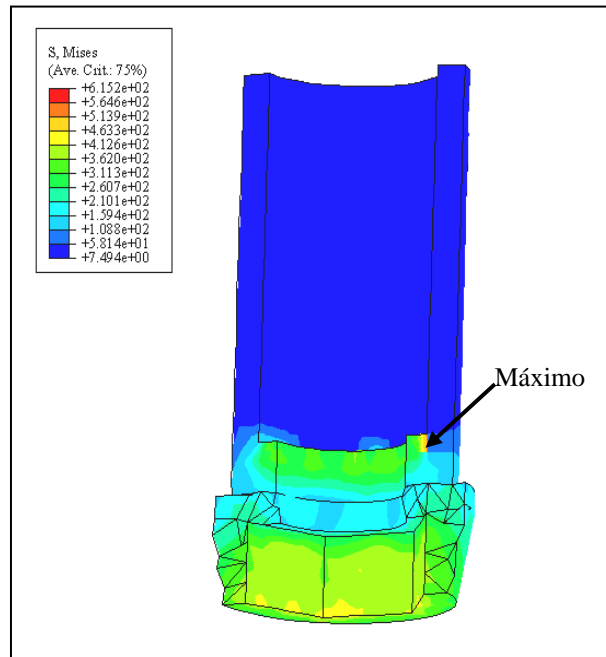


Figura 42: Distribución de tensiones equivalentes en Mises (MPa) en el emergente. Implante de 3,45 mm de diámetro.

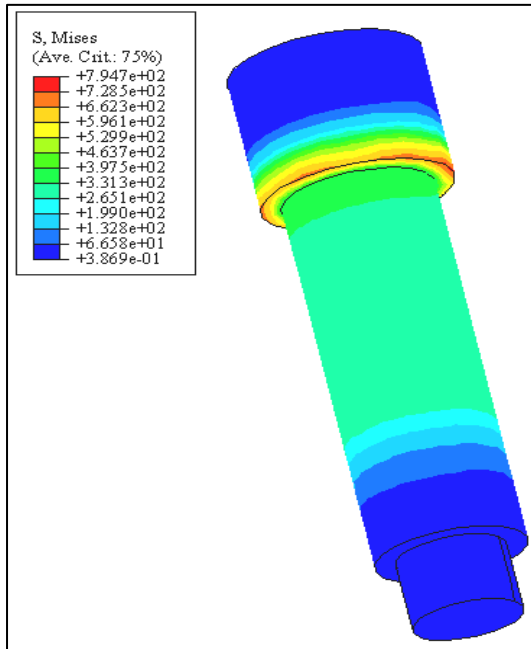


Figura 43: Distribución de las tensiones equivalentes en Mises (MPa) en el tornillo. Implante de 3,45 mm de diámetro.

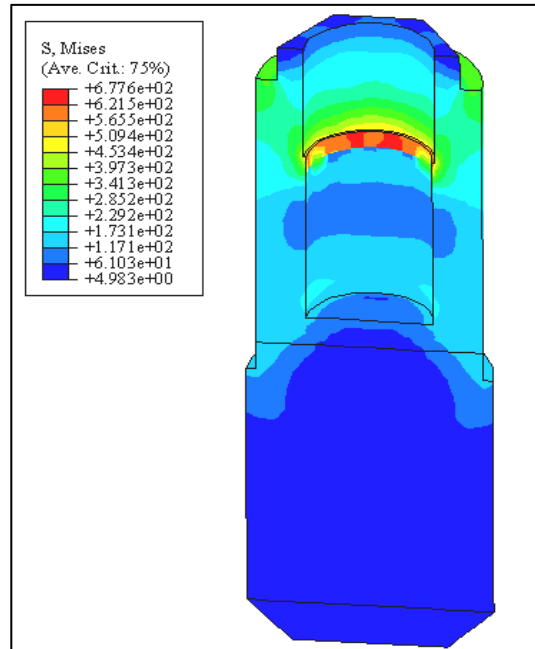


Figura 44: Distribución de las tensiones equivalentes en Mises (MPa) en el análogo del implante. Implante de 3,45 mm de diámetro.

Tabla 6

Diámetro de la plataforma	(tensiones en MPa)			
	3,45 mm	4 mm	5 mm	6,5 mm
Emergente recto	615,2	590,0	559,6	550,0
Tornillo	794,7	620,3	582,1	581,0
Análogo	677,6	550,0	471,1	411,0

Se observa en los valores de la tabla que al aumenta el diámetro del implante se tuvo una disminución de los valores máximos de tensiones. Ello fue debido principalmente a que al aumentar el diámetro se produce una mejor distribución de la carga con la consiguiente reducción de tensiones.

IV. A. 2- Emergentes rectos, carga descentrada:

En los emergentes rectos con carga descentrada, la máxima carga admisible estuvo limitada por las elevadas tensiones que se produjeron sobre el tornillo, debidas principalmente al momento flector que produjo la misma.

En las (Figuras 45 y 46), se observa la distribución de tensiones equivalentes típica para la condición de carga preestablecida.

Obsérvese en la (figura 45) de conjunto análogo-emergente como la mayor concentración de tensiones (color rojo) se acumula en la interfase del lado del que se aplica la fuerza.

En tanto en la (figura 46), que representa al tornillo en la misma situación de la figura anterior las mayores concentraciones se acumulan en la base de la cabeza del tornillo y en la mitad de su altura (es necesario recordar en este punto que los tornillos de la marca utilizada para este trabajo tienen un extremo sin rosca que llega al alojamiento en el fondo de la cavidad del implante ocupándola totalmente). (Figuras 47 y 48).

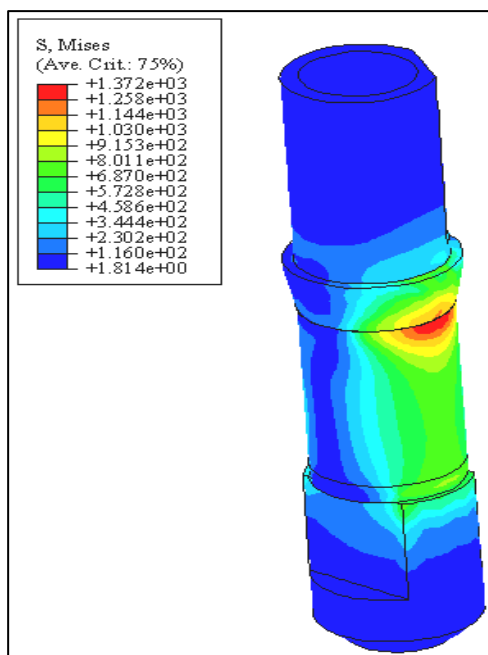


Figura 45: Distribución de tensiones equivalentes en Mises (MPa) en el emergente y análogo. Implante de 3,45 mm de diámetro.

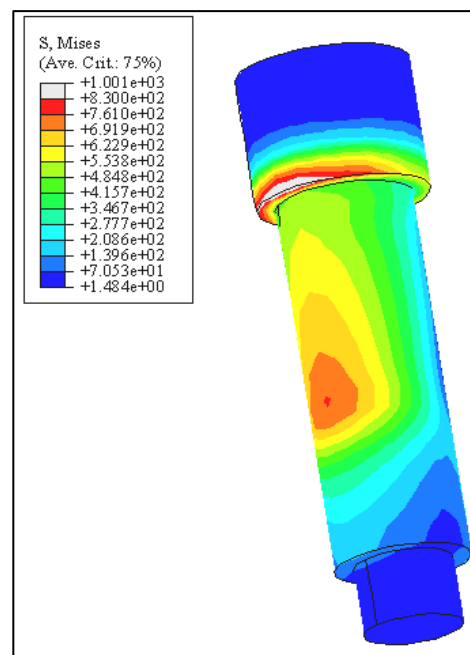


Figura 46: Distribución de tensiones equivalentes en Mises (MPa) en el tornillo. Implante de 3,45 mm de diámetro.

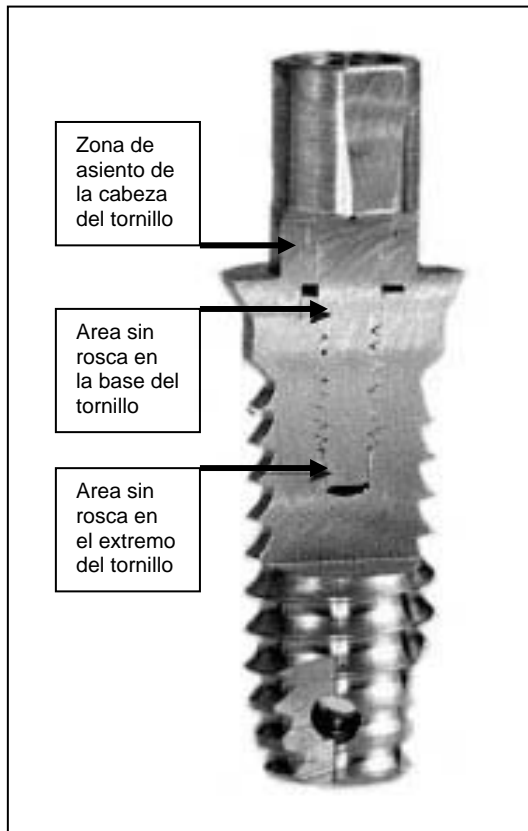


Figura 47: corte longitudinal del conjunto emergente-tornillo-implante

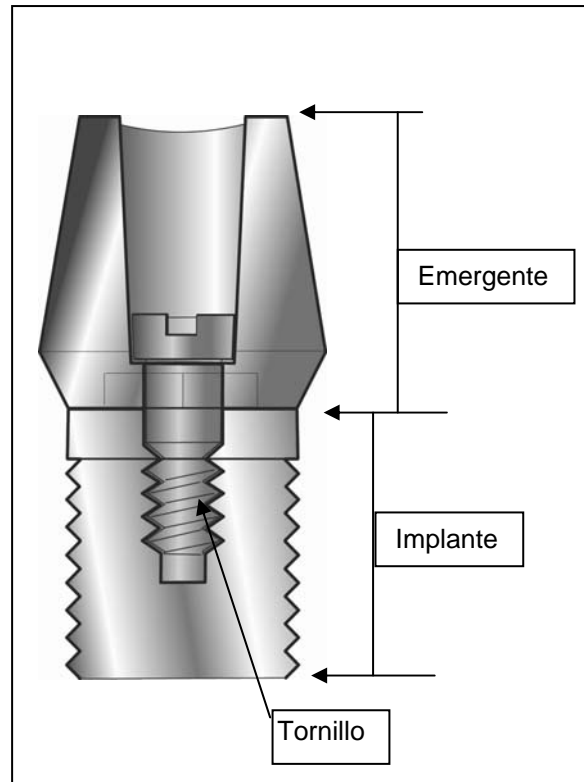


Figura 48: Conjunto análogo-emergente-tornillo. El emergente tiene en su cavidad interior un escalón o “asiento” para alojar la cabeza del tornillo.

Es valioso hacer esta aclaración, pues en otras marcas, el tornillo no ocupa totalmente la cavidad del implante, dejando un espacio en el extremo del tornillo, pudiendo ser ese el lugar de mayores concentraciones y posible fractura del implante. La confirmación de este supuesto no ha sido motivo del presente estudio.

La (figura 47) corresponde a un corte longitudinal del conjunto emergente-tornillo-implante maquinados reales, en donde se puede observar la difícil

definición de cada uno de los componentes del conjunto, producto de excelente adaptación que entre ellos existe. En la (figura 48) se representa un gráfico del mismo conjunto anterior, para poder apreciar por comparación de ambas figuras a las tres partes que lo componen.

Se aclara que si bien se produjeron en algunas zonas de los modelos tensiones mayores que la tensión de fluencia del material, e incluso tensiones mayores que la resistencia a la tracción, dichas tensiones fueron tensiones de compresión por contacto, por lo cual no existiría riesgo de que ellas produjeran la falla del material de los implantes. (Akca, 2003)

En la Tabla 7, se indican los valores críticos de carga para cada modelo:

Tabla 7

Modelo	Carga crítica (N)
1	480
2	640
3	(---)
4	(---)

Se observó que para los modelos 3 y 4 (diámetros 5 mm y 6,5 mm, respectivamente, representados en la Tabla 1 del capítulo anterior), la carga

crítica no estuvo limitada por tensiones en el tornillo, sino que se pudo aplicar la carga máxima de 800 N sin inconvenientes.

Al analizar el caso particular del implante de 3,45 mm de diámetro con cofia larga se determinó que la carga crítica era similar al caso de cofia corta, debido a que la principal causa de los esfuerzos sobre el tornillo era el momento flector debido a la carga actuante aplicada a una distancia de 4 mm del eje de la cofia. Como el hecho de aumentar la altura de la cofia no produjo ninguna variación en el brazo de palanca entonces el momento flector resultó ser el mismo y por consiguiente las tensiones y la carga crítica no se modificaron.

Sobre la base de lo anterior no se realizaron análisis para los demás diámetros de implantes con cofia larga, sino que se consideraron como cargas críticas las determinadas para el caso de cofia corta.

Se determinó también la magnitud de la separación que se produjo entre el emergente y el análogo de implante en el momento de aplicar la carga crítica.

En la (figura 49) se muestra a modo gráfico indicativo la configuración deformada y la zona donde se realizaron las mediciones de separación señalada con la letra “S”, en la interfase emergente-análogo. Esta zona de separación se ubicó en el lado opuesto a la aplicación de las cargas (señalada con la letra “F”), y de la concentración de máximas tensiones (señalada con las letras “C.T.”).

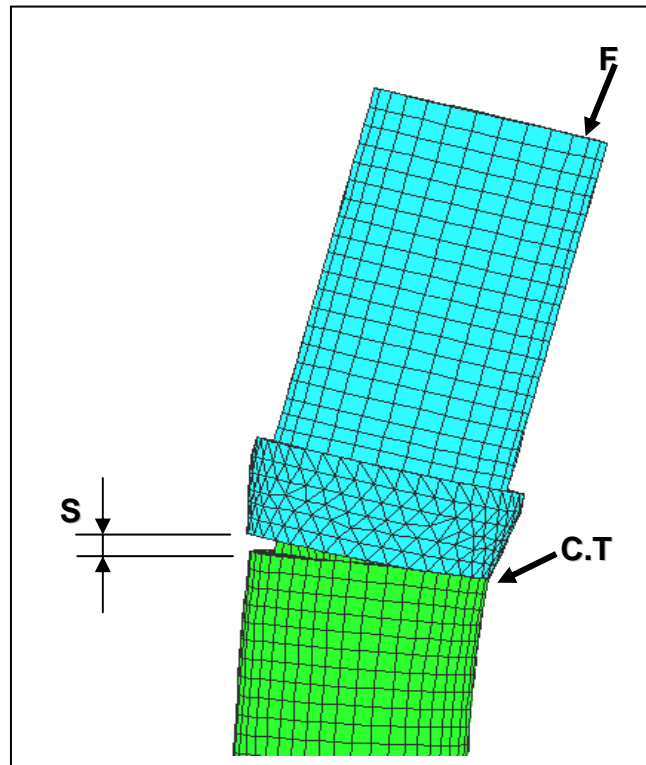


Figura 49: Configuración deformada y separación entre emergente e análogo del implante.

En la Tabla 8, se indican los valores obtenidos para cada uno de los cuatro modelos de emergentes rectos.

Tabla 8

Modelo	Separación (mm)
1	0,029
2	0,042
3	0,033
4	0,006

IV. A. 3- Emergentes angulados en 15°:

Como se mencionó anteriormente en el caso de los emergentes angulados la carga fue aplicada descentrada a 4 mm del centro de la cofia y además a uno y otro lado de la misma con el fin de identificar la condición más crítica de carga.

En este caso también la carga crítica estuvo determinada por las tensiones que se produjeron sobre el tornillo. En la Tabla 9, se indican los valores críticos de cargas:

Tabla 9

Modelo	Carga crítica lado 1 (N)	Carga crítica lado 2 (N)
6	480	680
7	650	(---)
8	640	(---)

Para los modelos 7 y 8 (diámetros 4 mm y 5 mm respectivamente, representados en la Tabla 1 del capítulo anterior), la carga crítica del lado corto o lado 2 no estuvo limitada por tensiones en el tornillo, sino que se pudo aplicar la carga máxima de 800 N sin inconvenientes.

Al compararlos entre sí resultó entonces más crítico el lado largo o lado 1 para la aplicación de la carga.

Con respecto a la separación entre el emergente y el análogo, en la Tabla 10 se indican los valores obtenidos.

Tabla 10

Modelo	Separación lado	Separación lado
	1 (mm)	2 (mm)
6	0.052	0,026
7	0,056	0,024
8	0,058	0,030

Como un caso particular se considera además la carga aplicada en el eje de la cofia para el implante de 3,45 mm, en este caso al igual que para los emergentes rectos la carga no fue limitada por tensiones en el tornillo.

IV. A. 4- Análisis de fatiga de los materiales:

Como se dijo en el capítulo anterior, ante la posibilidad de que la falla se produjera por fatiga de materiales, se consideró como tensiones mínimas al implante cargado con la carga de ajuste o precarga y como tensiones máximas a las fuerzas máximas que aplicadas sobre la cofia no producirían rotura del tornillo. Asumiendo que el

tornillo es el componente mas afectado; con las propiedades del metal con que está construido, se confeccionó el diagrama de Goodman y la curva de fatiga que se muestran en la (Figura 50).

Sobre dicho diagrama se trazaron diversos puntos representativos de los distintos modelos y condiciones de carga.

Con estos puntos se confeccionó la (Tabla 11)

Tabla 11

Punto	S max (Mpa)	S min (Mpa)	S m (Mpa)	S a (Mpa)	Diámetro Plataforma	Emergente	Carga	Lado
a	311	309	310	1	3,45	Recto	Centrada	Centro
b	830	311	570,5	259,5	3,45	Recto	Descentrada	a 4 mm
c	830	311	570,5	259,5	4	Recto	Descentrada	a 4 mm
d	621	311	466	155	5	Recto	Descentrada	a 4 mm
e	414	311	362,5	51,5	6,5	Recto	Descentrada	a 4 mm
f	830	325	577,5	252,5	3,45	Angulado	Descentrada	1 y 2
g	830	325	577,5	252,5	4	Angulado	Descentrada	1 ó Largo
h	720	325	522,5	197,5	4	Angulado	Descentrada	2 ó Corto
i	830	325	577,5	252,5	5	Angulado	Descentrada	1 ó Largo
j	508	325	416,5	91,5	5	Angulado	Descentrada	2 ó Corto

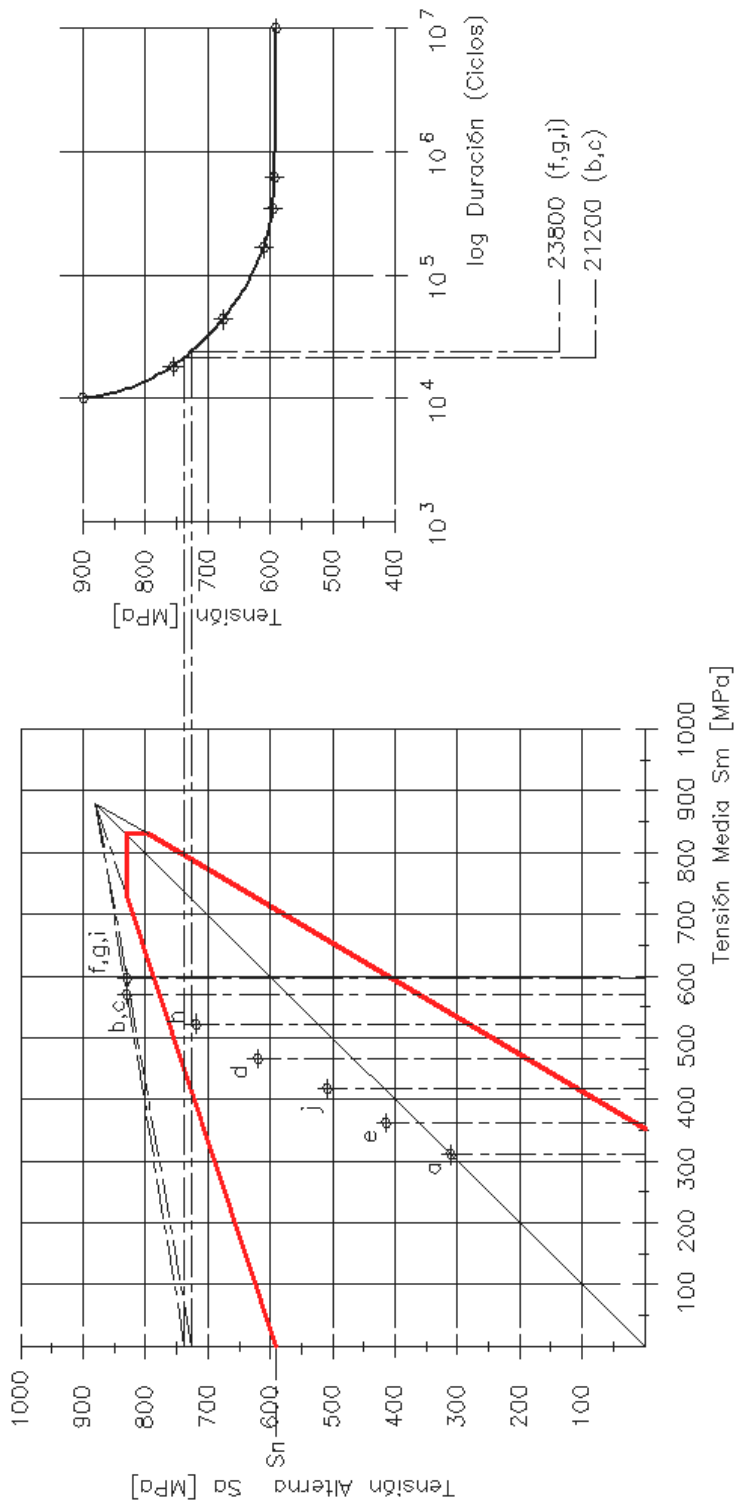


Figura 50: Diagrama de Goodman y curva de fatiga para la aleación de titanio B-265 Grado 5. Puntos del análisis de fatiga.

El punto “a” fue considerado como representativo para todos los implantes con emergentes rectos y cargas centradas.

Mediante el diagrama de Goodman y la curva de fatiga indicadas se determinó la duración en ciclos correspondiente a cada uno de los puntos analizados, las mismas se indican en la (Tabla 12).

Tabla 12

Punto	Duración (ciclos)
a.	Vida ilimitada
b. y c.	21200
d.	Vida ilimitada
e.	Vida ilimitada
f. y g.	23800
h.	Vida ilimitada
i.	23800
j.	Vida ilimitada

Analizando las Tablas 11 y 12 podemos analizar la cantidad de ciclos que le correspondió a cada uno de los diferentes modelos. Este análisis se ve reflejado en la Tabla 13.

Tabla 13

Diámetro Plataforma	Emergente	Carga	Lado	Duración (ciclos)
3,45	Recto	Centrada	Centro	Vida ilimitada
3,45	Recto	Descentrada	a 4 mm	21.200
4	Recto	Descentrada	a 4 mm	21.200
5	Recto	Descentrada	a 4 mm	Vida ilimitada
6,5	Recto	Descentrada	a 4 mm	Vida ilimitada
3,45	Angulado	Descentrada	1 y 2	23.800
4	Angulado	Descentrada	1 ó Largo	23.800
4	Angulado	Descentrada	2 ó Corto	Vida ilimitada
5	Angulado	Descentrada	1 ó Largo	23.800
5	Angulado	Descentrada	2 ó Corto	Vida ilimitada

Como se aprecia en la Tabla 13, la vida útil limitada en ciclos corresponde a cargas descentradas a 4 mm del centro de la cofia, con emergentes rectos.

Mientras que con emergentes angulados, tienen vida limitada todos diámetros con cargas aplicadas en el lado 1 ó Largo, además del lado 2 ó corto solo en el diámetro 3,45 mm.

IV. B – RESULTADO DE LOS ENSAYOS MECÁNICOS:

Para los ensayos mecánicos se diagramaron primero los 7 grupos que se estudiaron, siguiendo el esquema representado en la Tabla 3 del capítulo anterior.

Los parámetros tenidos en cuenta para evaluar los resultados fueron:

- 1- Carga compresiva creciente de 0 N a 800 N.
- 2- Al llegar a los 800N, ó a la deformación permanente (rotura de tornillo), verificar visualmente la separación entre emergente e implante.
- 3- Al retirar la base de la máquina INSTRON verificar la movilidad que pueda existir:
 - a. Entre análogos y sus bases; cabe destacar que en ningún caso existió movilidad y para retirar el análogo fue necesario auxiliarse con una pinza. Y
 - b. Entre el emergente y el implante. Estos resultados se expresan en las columnas “Observaciones” de las Tablas 14 a la 20.
- 4- Al retirar la cofia verificar el aflojamiento del tornillo (para los casos que no se habían roto ó había movilidad entre emergente e implante).

A continuación se representan los resultados obtenidos, en una tabla para cada grupo:

Tabla 14

Identificación del Grupo	Muestra N°	Diámetro (mm)	Lugar de aplicación de la carga	Carga máxima final (N)	Observación
N° 1	1	3,45	AXIAL	805	Satisfactorio
	2				Satisfactorio
	3				Satisfactorio
	4				Satisfactorio
	5		CENTRO		Satisfactorio
	6				Satisfactorio
	7				Satisfactorio
	8				Satisfactorio

Tabla15

Identificación del Grupo	Muestra N°	Diámetro (mm)	Lugar de aplicación de la carga	Carga máxima final (N)	Observación		
N° 2	1	3,45	AXIAL	805	Baja carga separación visible del lado contraria a la carga entre perno y emergente, sin carga no se aprecia deformación residual, no se aflojo el tornillo.		
	2			780	Rotura Tornillo		
	3			805	Separación Emergente y Réplica (Doblamiento de Tornillo)		
	4		DEL	805	Zafó Tornillo		
	5				CENTRO	4 mm	Previo Acomodamiento en carga bajas
	6						
	7						
	8						
	9						
	10						

Tabla 16

Identificación del Grupo	Muestra N°	Diámetro (mm)	Lugar de aplicación de la carga	Carga máxima final (N)	Observación
N° 3	1	4	AXIAL DESPLAZADO DEL CENTRO 4 mm	805	Previo acomodamiento – En carga máxima separación perno y emergente
	2				Hubo acomodamientos en las cargas bajas y deformación durante las cargas posteriores
	3				
	4				
	5				
	6				
	7				
	8				
	9				

Tabla17

Identificación del Grupo	Muestra N°	Diámetro (mm)	Lugar de aplicación de la carga	Carga máxima final (N)	Observación
N° 4	1	3,45	AXIAL ANGULADO LADO CORTO	805	Hubo acomodamientos en las cargas bajas y la deformación durante la carga del conjunto de los elementos
	2				
	3				
	4				
	5				
	6				
	7				
	8				

Tabla 18

Identificación del Grupo	Muestra N°	Diámetro (mm)	Lugar de aplicación de la carga	Carga máxima final (N)	Observación
N° 5	1	3,45	AXIAL ANGULA- DO LADO LARGO	736	Rotura tornillo y deformación apreciable separación perno emergente
	2			805	Acomodamientos en las cargas bajas y deformación durante la carga del conjunto de los elementos
	3				
	4				
	5				
	6				
	7				
	8				
	9				
	10				

Tabla 19

Identificación del Grupo	Muestra N°	Diámetro (mm)	Lugar de aplicación de la carga	Carga máxima final (N)	Observación
N° 6	1	4	AXIAL ANGULADO LADO LARGO	805	Bajo carga leve separación perno emergente
	2				Bajo carga leve separación perno emergente
	3				Acomodamientos en las cargas bajas y deformación durante la carga del conjunto de los elementos
	4				
	5				
	6				
	7				
	8				

Tabla 20

Identificación del Grupo	Muestra N°	Diámetro (mm)	Lugar de aplicación de la carga	Carga máxima final (N)	Observación
N° 7	1	5	AXIAL ANGULADO LADO LARGO	805	Deformación alta durante el reacomodamiento de los elementos, comparado con los otros grupos
	2				
	3				
	4				
	5				
	6				
	7				
	8				

En los grupos 2 (diámetro 3,45 mm, carga descentrada, emergente recto) y 5 (diámetro 3,45 mm, carga descentrada, emergente angulado 15°, lado largo) hubo rotura de tornillos.

IV. C- ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS:

En la (Tabla 21), se muestran las curvas de deformación en función de la carga para cada una de las muestras dentro de cada una de las 7 series de ensayos, las cuales permitirán interpretar mejor el comportamiento particular de algunas muestras dentro de cada serie.

Tabla 21

Muestras	Series						
	1	2	3	4	5	6	7
1	163	317	53	179	119	104	163
2	180	824	419	77	147	57	46
3	90	775	358	55	139	56	33
4	82	629	321	56	137	65	35
5	80	594	269	76	139	58	35
6	80	458	379	54	129	58	49
7	79	388	321	52	117	59	37
8	78	348	544	49	99	58	39
9		319	258		93		
10		338			92		
Total	832	4990	2922	598	1211	515	437

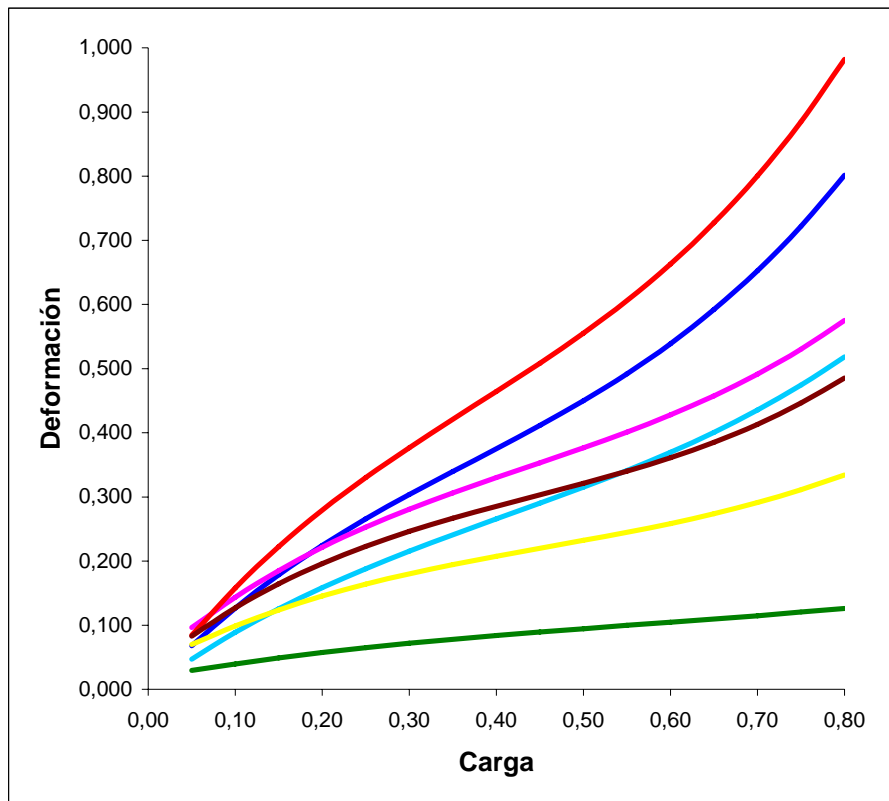
Fuera del comportamiento particular o individual de algunas muestras, explicable la mayoría de las veces en relación con la rotura, acomodamiento, tornillo roto, rosca zafada, etc. (lo cual permitiría o merecería más adelante un análisis cualitativo), nos interesó primordialmente la “respuesta promedio” de cada serie, a fin de poder resumir estadísticamente la información de cada una de ellas a valores representativos que puedan compararse.

En (figura 51) se muestran las curvas de respuesta promedio de deformación para cada una de las series por separado, omitiéndose las bandas del IC95%, para simplificar la lectura. En esta gráfica la línea roja representa la respuesta promedio del grupo testigo (serie 1), que mostró el menor grado de

deformación, seguido de la serie 7 (ensayo angulado, diámetro 5mm, con fuerza desplazada 4mm lado largo), luego por las series 3, 4 y 6 con similares resultados entre ellos, la serie 2 (ensayo recto, diámetro 3,45mm, con fuerza desplazada 4mm) y finalmente la peor respuesta obtenida que estuvo representada por la serie 5 (ensayo angulado, diámetro 3,45mm, con fuerza desplazada 4mm lado largo).

En la (Figura 52) se comparan los ensayos rectos (incluido el testigo, serie 1) a fin de evaluar la respuesta de deformación con relación al desplazamiento de la fuerza y el aumento del diámetro de la plataforma. Se pudo apreciar, por estimación de parámetros, que sólo a valores de carga muy elevados (cerca de 0,800) se comenzaría a percibir diferencias significativas en la respuesta promedio de las series 2 (3,45 mm de diámetro) y 3 (4 mm de diámetro); mientras que ambas difieren de la respuesta testigo a partir de una carga baja entre 0,150-0,250.

Lo antedicho se puede interpretar que cuando la carga es descentrada del eje axial del implante tendremos deformación en los componentes, que será mayor cuanto mayor sea el momento de la fuerza.



Color	Serie	Forma	Ø Emergente (mm)	Fuerza
Verde	1	Recto	3,45	Centro
Azul	2	Recto	3,45	Descentrada 4mm
Magenta	3	Recto	4,00	Descentrada 4mm
Cian	4	Angulado	3,45	Descentrada 4mm lado corto
Rojo	5	Angulado	3,45	Descentrada 4mm lado largo
Marrón	6	Angulado	4,00	Descentrada 4mm lado largo
Amarillo	7	Angulado	5,00	Descentrada 4mm lado largo

Figura 51.- Curvas de regresión media que representan la “respuesta promedio” de deformación en función de la carga, desagregado para cada una de las series de ensayos analizados.

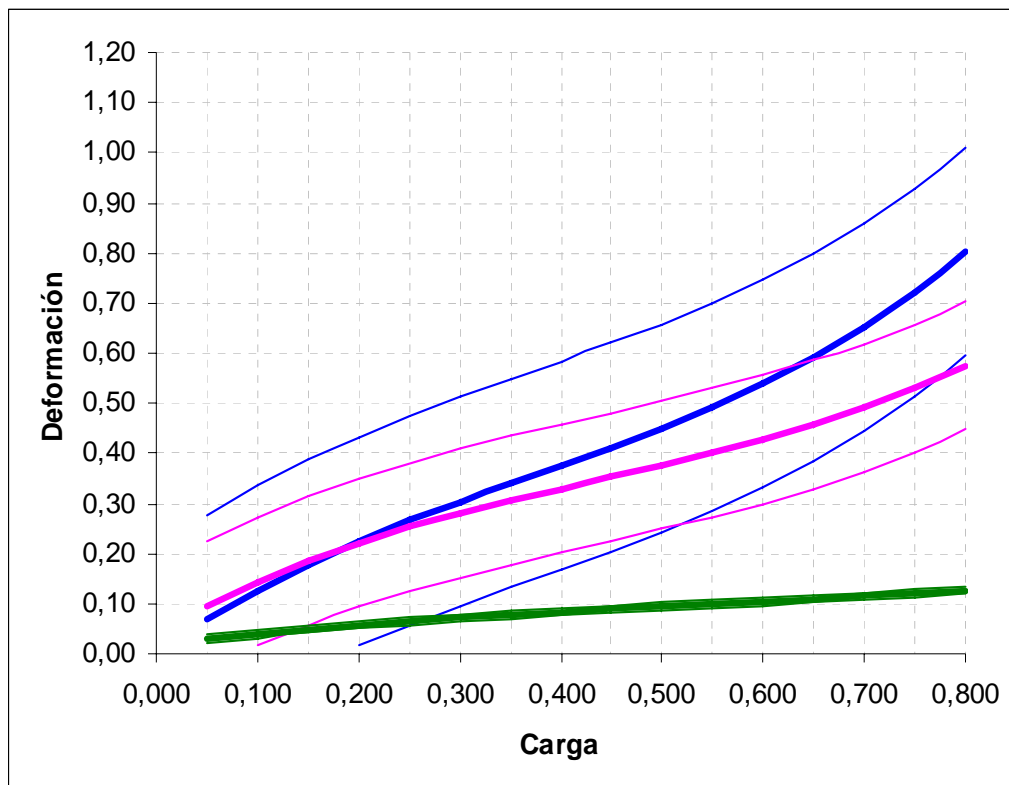


Figura 52.- Curvas de regresión media y bandas del IC95% respectiva que representan la “respuesta promedio” de deformación en función de la carga, en las 3 series de ensayos rectos.

Línea verde: Serie testigo, con diámetro 3,45mm y fuerza centrada en el eje axial.- **Línea azul:** Serie 2, igual diámetro que testigo pero alejando la fuerza 4mm del eje.- **Línea rosa:** Serie 3, difiere de la anterior en que el diámetro fue ampliado a 4mm.

Este resultado condice con el resultado obtenido en los modelos por elementos finitos en los cuales el modelo de 3,45 mm de diámetro soportó una carga de 0,480 N, mientras que el modelo de diámetro 4 mm soportó mayor carga alcanzando los 0,640 N.

En la (Figura 53), se comparan específicamente 3 series de ensayos angulados que difieren solamente en el diámetro del conjunto análogo-emergente, ubicándose la fuerza de forma constante a 4mm del eje axial sobre el lado largo.

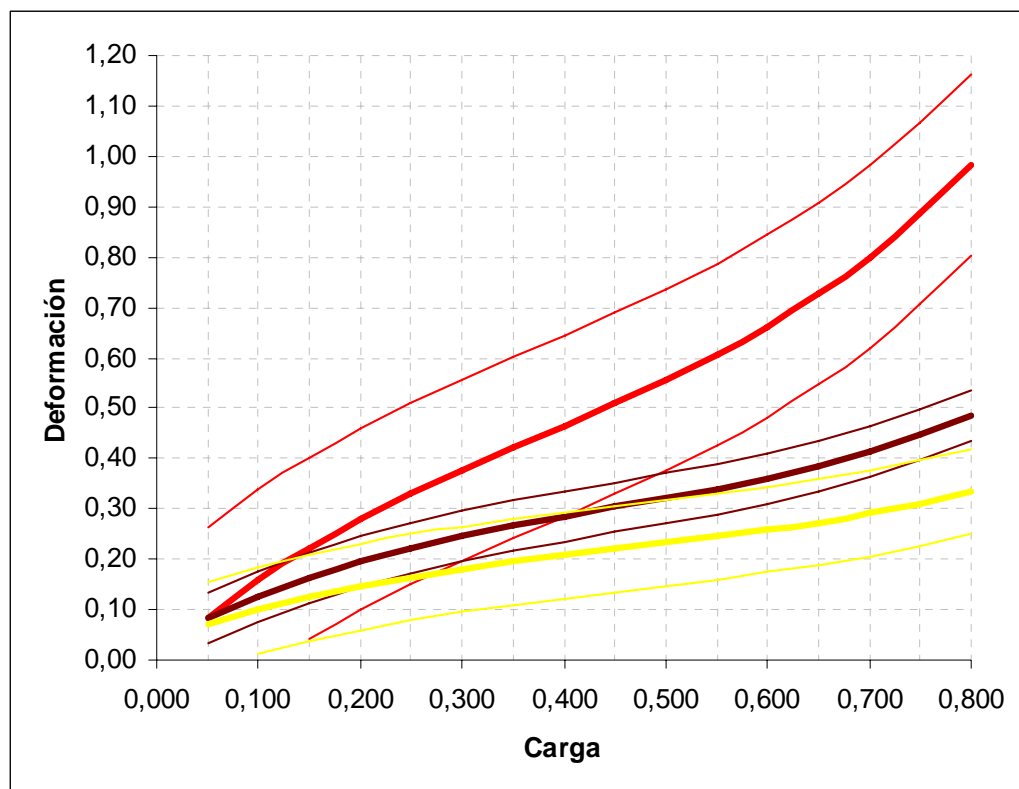


Figura 53.- Curvas de regresión media y bandas del IC95% respectiva que representan la “respuesta promedio” de deformación en función de la carga, en 3 series de ensayos angulados de distinto diámetro de la pieza e igual localización de la fuerza.

Línea amarilla: Serie 7, diámetro 5mm.- **Línea marrón:** Serie 6, diámetro 4mm.- **Línea roja:** Serie 5, diámetro 3,45mm.

En la misma se pudo apreciar que a mayor diámetro mejor tendió a ser la respuesta promedio de deformación. La serie de 3,45 mm mostró mayor

deformación significativa a partir de una carga de 0,250 N respecto a la serie de 5mm y a partir de una carga de 0,400 N respecto a la serie de 4mm. Las series de 4 y 5mm comenzarían a diferir significativamente recién con valores de carga superior a 0,600 N.

La serie 5 de diámetro 3,45 con carga descentrada sobre el lado largo es la que mayor deformación ha mostrado de todas las estudiadas, incluso desde cargas bajas.

En los modelos de elementos finitos esta serie soportó cargas de 0,480 N, mientras que las series de 4 mm y 5 mm de diámetro soportaron cargas similares de 0,650 N y 0,640 N respectivamente.

En la (Figura 54), se muestran las curvas correspondientes a las cuatro series de diámetro 3,45 mm. Se destaca la serie 5 (fuerza descentrada lado largo y emergente angulado) con una diferencia considerable respecto a las otras tres. En tanto las series 4 (fuerza descentrada lado corto y emergente angulado) y serie 2 (fuerza descentrada y emergente recto) no difieren en un comienzo, lo hacen a partir de una carga de 0,400 N. A su vez la serie 2 se aproxima a la serie 5 pasados los 0,700 N de carga.

Podemos interpretar que la serie 4, (emergente angulado y fuerza desplazada 4mm sobre el lado corto), es la que mejor tolera las cargas diferenciándose de las demás por encima de los 0,350 N de carga.

En los modelos de elementos finitos esta serie toleró 0,680 N, que es superior a la carga soportada por los diámetros 4 mm y 5 mm en el lado largo.

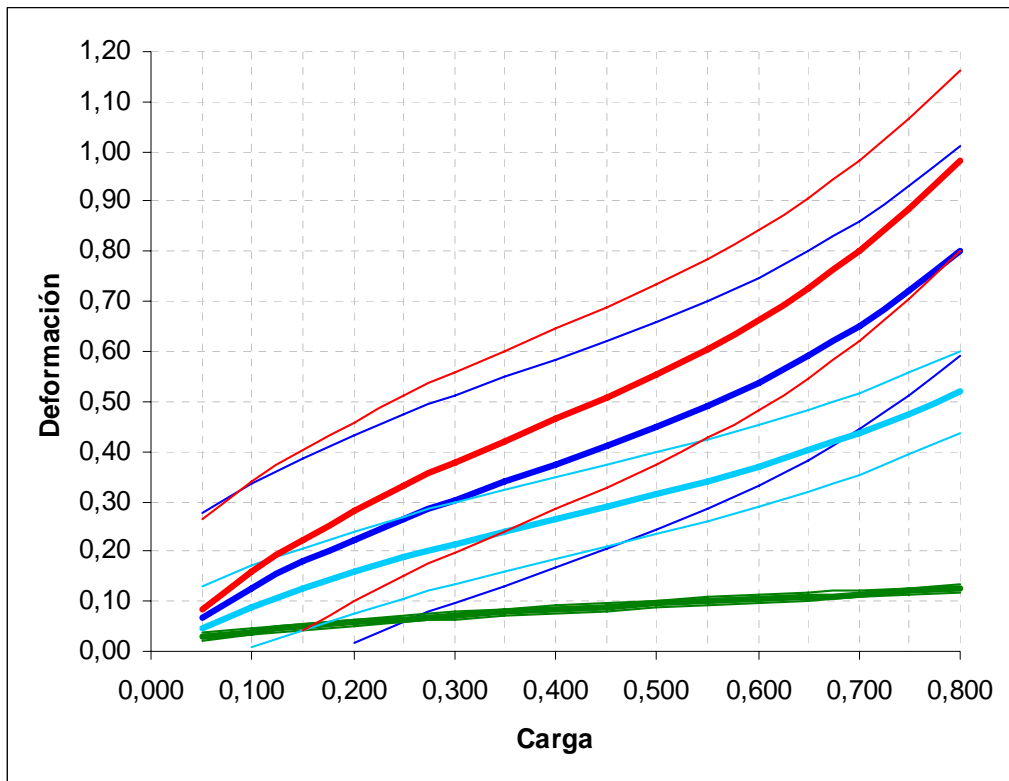


Figura 54.- Curvas de regresión media y bandas del IC95% respectiva que representan la “respuesta promedio” de deformación en función de la carga, en todos los ensayos de diámetro 3,45.

Línea verde: Serie 1 o testigo, recta de fuerza axial.- **Línea celeste:** Serie 4, angulada con fuerza sobre el lado corto.- **Línea azul:** Serie 2, recta de fuerza desplazada.- **Línea roja:** Serie 5, angulada de diámetro corto y fuerza sobre el lado largo.

En la (Figura 55) se puede apreciar que: la serie 4, (diámetro 3,45 mm, emergente angulado y fuerza desplazada 4mm sobre el lado corto), mostraría una deformación intermedia y equiparable a las series 3 (diámetro 4 mm, emergente recto y fuerza desplazada) y 6 (diámetro 4 mm, emergente angulado y fuerza desplazada sobre el lado largo); pero guardando diferencias significativas con las restantes series en distintos niveles de carga.

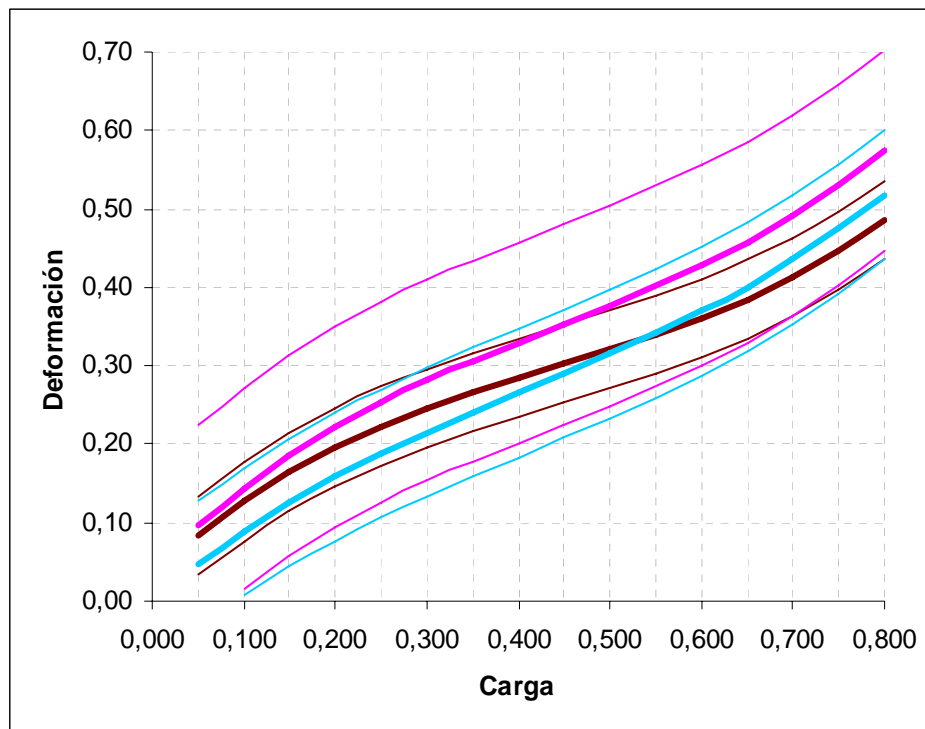


Figura 55.- Curvas de regresión media y bandas del IC95% respectiva que representan la “respuesta promedio” de deformación en función de la carga.

Línea rosa: Serie 3.- **Línea celeste:** Serie 4.- **Línea marrón:** Serie 6.

En cuanto a cortes transversales de carga, en concordancia con los resultados previos, se pudo apreciar variación estadísticamente significativa (siempre ANOVA, $p < 0,001$) entre las series en cuanto a valores medios de deformación para cada uno de los cortes establecidos (Tabla 21). Los valores medios de las distintas series para cada nivel de carga expuestas en Tabla 22 también se pueden apreciar gráficamente en las (Figuras 56, 57 58).

Tabla 22

Serie	Niveles de Carga		
	0,15-0,20	0,35-0,40	0,75-0,80
1	0,054 (0,002)	0,080 (0,002)	0,123 (0,002)
2	0,191 (0,015)	0,344 (0,028)	0,685 (0,073)
3	0,201 (0,024)	0,312 (0,025)	0,528 (0,035)
4	0,146 (0,007)	0,256 (0,009)	0,465 (0,032)
5	0,249 (0,019)	0,448 (0,030)	0,900 (0,052)
6	0,177 (0,012)	0,269 (0,012)	0,457 (0,009)
7	0,132 (0,018)	0,198 (0,018)	0,307 (0,018)

Comparación transversal, para 3 niveles de carga, de valores medios de deformación para el conjunto de muestras de las 7 series de ensayos. Los valores de tabla corresponden al promedio de deformación y error estándar respectivo entre paréntesis.

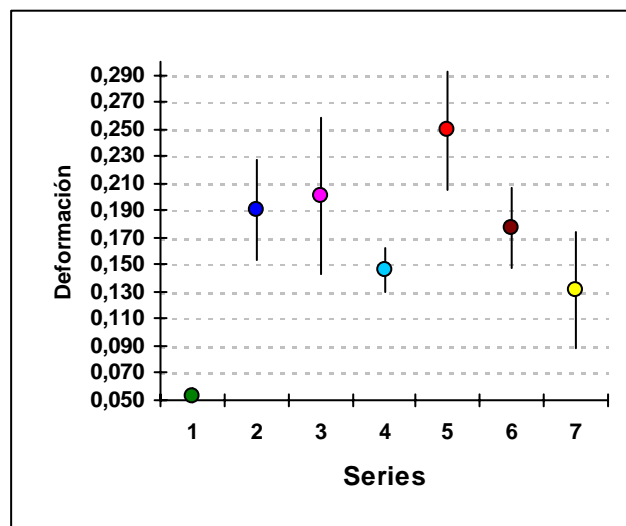


Figura 56.- Valores promedios e IC95% de deformación a un nivel de carga definido entre 0,150-,200 para cada una de las series de ensayos analizado.

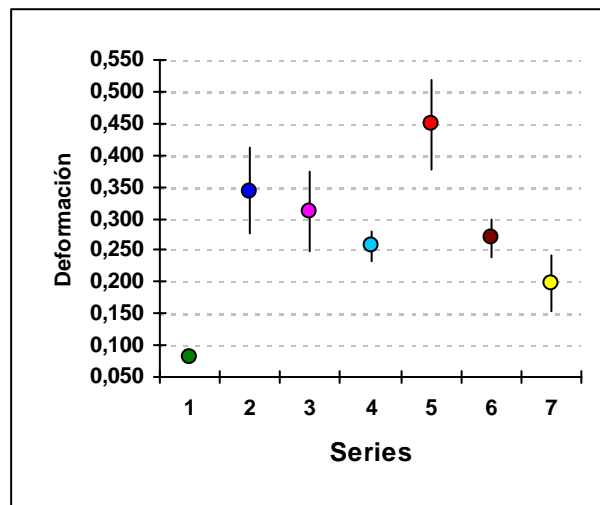


Figura 57.- Valores promedios e IC95% de deformación a un nivel de carga definido entre 0,350-400 para cada una de las series de ensayos analizada.

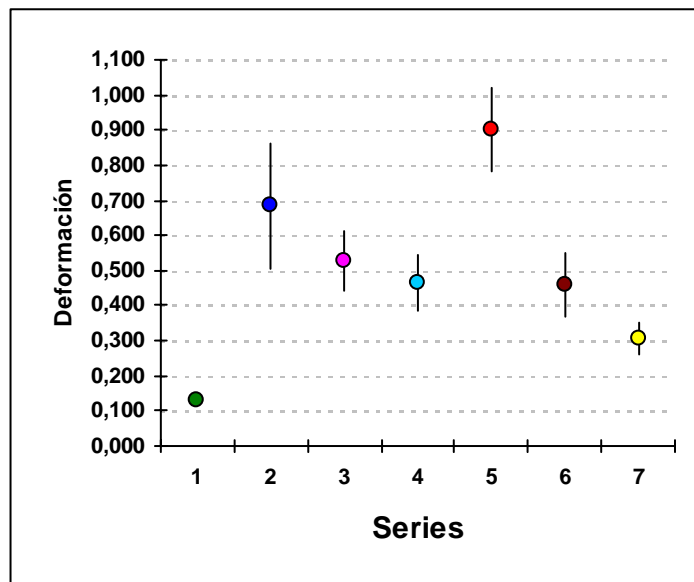


Figura 58.- Valores promedios e IC95% de deformación a un nivel de carga definido entre 0,750-800 para cada una de las series de ensayos analizada.

Los resultados previos de las pruebas de ANOVA sólo informan, valores medios de deformación entre las distintas series, para un corte transversal en particular, pero no permite establecer específicamente entre que series hay o no hay diferencia “estadísticamente” significativa.

Para ello se desarrolla un contraste posterior múltiple de cada serie con cada una de las series restantes, pero ajustando la significación estadística (p) de cada prueba independiente, con método de Bonferroni, a fin de limitar la posibilidad de hallar una “diferencia significativa casual” por excesivo número de contrastes.

Para un nivel de carga entre 0,150-0,200 N, el test de Bonferroni indicó diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) de la serie testigo con cada una de las restantes, de las serie 4 con la 5, y de la serie 5 con series 6 y 7. Es decir, por un lado, todas las series experimentales sufrieron algún grado de deformación promedio (o acomodación) significativa a bajas cargas respecto a la serie testigo con menor grado de deformación; por otro, y cómo ya destacáramos en párrafos previos, la serie 5 (ensayo angulado con fuerza sobre el lado largo con el menor diámetro de pieza) ya a bajas cargas demuestra una significativa mayor deformación promedio respecto a las series 6 y 7 de igual característica pero mayor diámetro. Finalmente, la serie 4 (única angulada con la fuerza sobre el lado corto) se diferenció significativamente a su vez con la serie 5, de igual característica y forma pero con la fuerza aplicada sobre el lado largo.

Para un nivel de carga entre 0,350-0,400 N, la diferencia de la serie testigo con las restantes se mantuvo significativa, ambas series rectas (2 y 3) se distanciaron significativamente de la series anguladas 5 y 7, al igual que la serie 4 con la serie 5 y ésta última con sus homólogas 6 y 7. El dato más destacado a este nivel fue la diferencia significativa de las series experimentales rectas con las series anguladas 5 y 7, lo que las ubica claramente en una situación intermedia entre estas dos respuestas extremas.

Para un nivel de carga máxima entre 0,750-0,800 N, se destaca la diferencia significativa de la serie recta 2 con todas las series anguladas, la recta 3 con series 5 y 7, serie 4 con 5 y persistiendo la diferencia de la serie 5 con sus homólogas 6 y 7.

Los resultados obtenidos muestran claramente que las cargas axiales centradas en el eje del implante, acumulan tensiones, que se distribuyen por igual en todo el perímetro de la interfase implante-emergente recto y tornillo de fijación, siendo por ello, bien toleradas, cualquiera sea el diámetro de la plataforma del implante y la altura coronaria de la rehabilitación.

En el mismo tipo de conexión, la interfase, se comporta diferente cuando las cargas se aplican desplazadas a 4 mm del eje axial, aunque sean paralelas al mismo, manteniendo una estrecha relación con el diámetro de la plataforma del implante.

En modelos de elementos finitos, apreciamos que las fuerzas no se distribuyen por igual, sino que se concentran en la parte media de la rosca del

tornillo y en la base de asiento de la cabeza del mismo, del lado donde se aplicó la fuerza. Al desplazar el punto de aplicación de fuerza en 4 mm desde el centro, la proyección de esta caerá fuera de la plataforma del implante, generando un momento de torsión, que variará en los distintos diámetros de plataforma, pudiendo establecerse una relación directa entre el ancho de la plataforma y la distancia (“D”) a la proyección del punto de aplicación de la fuerza.

En la Tabla 23 se muestra un cuadro comparativo entre los resultados del análisis de los elementos finitos y los ensayos mecánicos.

Tabla 23

Grupo	Elementos Finitos	Mecanicos
2	La carga crítica es la menor	Mostró el mayor número de tornillos dañados
3	La separación entre análogo y emergente fue la mayor	Mostró un ensayo de separación evidente entre los emergentes rectos.
4	A- Es el me menor separación entre los emergentes angulados. B- Es el de carga crítica mayor	A - No muestra separación evidente. B - No difiere de los de mayor diámetro
5	A- Separación de (0,052 mm) emergente y análogo. B- Es el de menor carga crítica entre los emergentes angulados.	En uno de los ensayos se produjo rotura del tornillo.
6	A- Separación de (0,056 mm) emergente y análogo. B- Tiene mayor carga crítica por ser de diámetro 4 mm.	A - Mostró dos casos de separación evidente. B - No hubo rotura de tornillos
7	A- Separación de (0,058 mm) emergente y análogo. B- Carga crítica similar al grupo anterior	A - Acomodamiento entre emergente y análogo a cargas bajas B - No hubo separación evidente

En implantes de diámetro 3,45 mm esa relación es de 43 % para la plataforma del implante y 57 % para la distancia entre el borde de esta y la proyección del punto de aplicación de la fuerza (Figura 59).

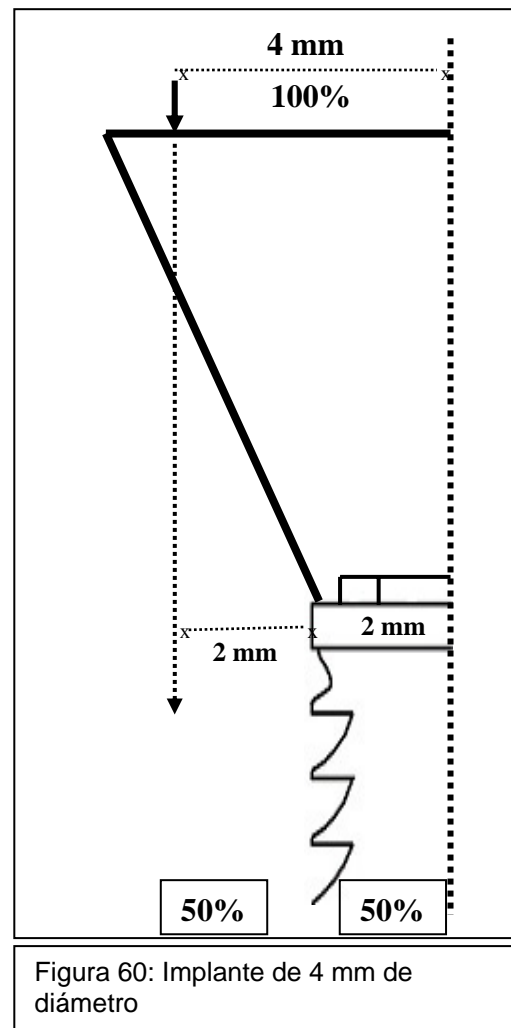
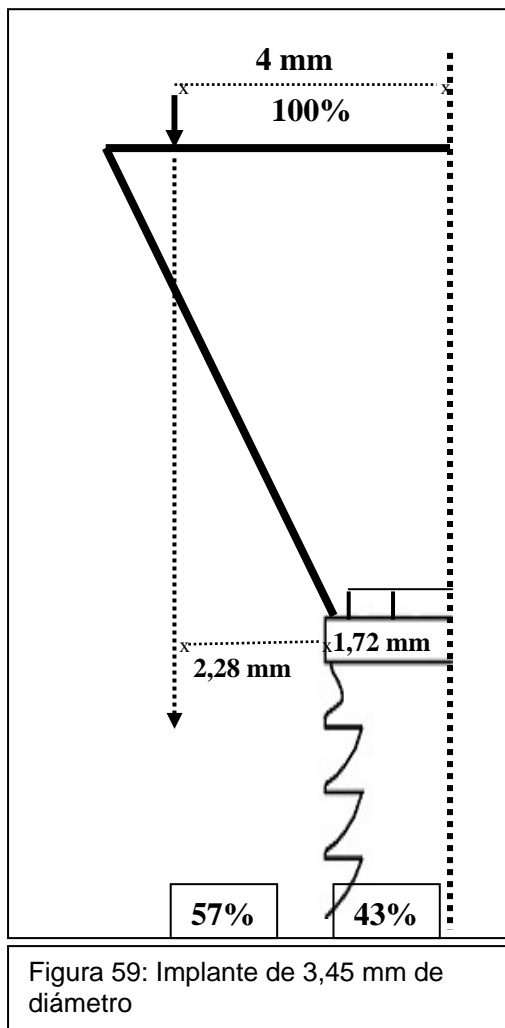
Analizando los resultados de los ensayos mecánicos, estos se condicen con los obtenidos por el método de elementos finitos, ya que en el grupo 2 , de diámetro 3,45 mm y emergente recto se observó un aflojamiento de tornillo, una rotura y otro de los tornillos al retirarlo mostró evidencia de haberse doblado. Con una separación promedio entre partes de 0,029 mm.

En implantes de diámetro 4 mm, la relación es de 50 % para cada parte (Figura 60).

A pesar de esta paridad y aparente equilibrio de partes, en los modelos de elementos finitos mostró una separación de 0,042 mm, mayor que el la medida de 3,45 mm y en los ensayos mecánicos mostró también aflojamiento del tornillo de fijación, aunque no rotura.

Comparando ambas series, se pudo apreciar que a cargas elevadas (cerca de 800 N) se comienza a percibir diferencias. Mientras que ambas difieren de la serie testigo (diámetro 3,45 y carga centrada en el eje axial), a partir de cargas bajas de 150 N a 200 N

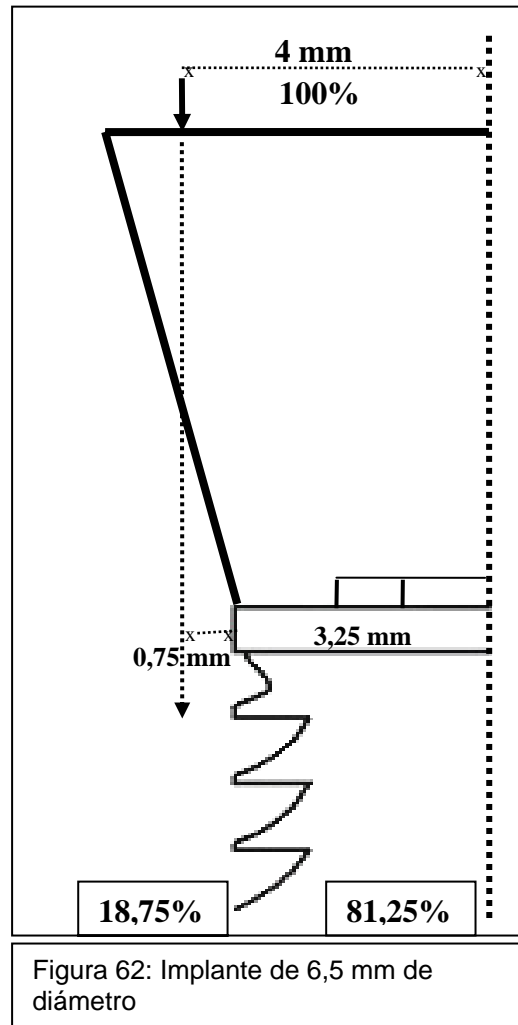
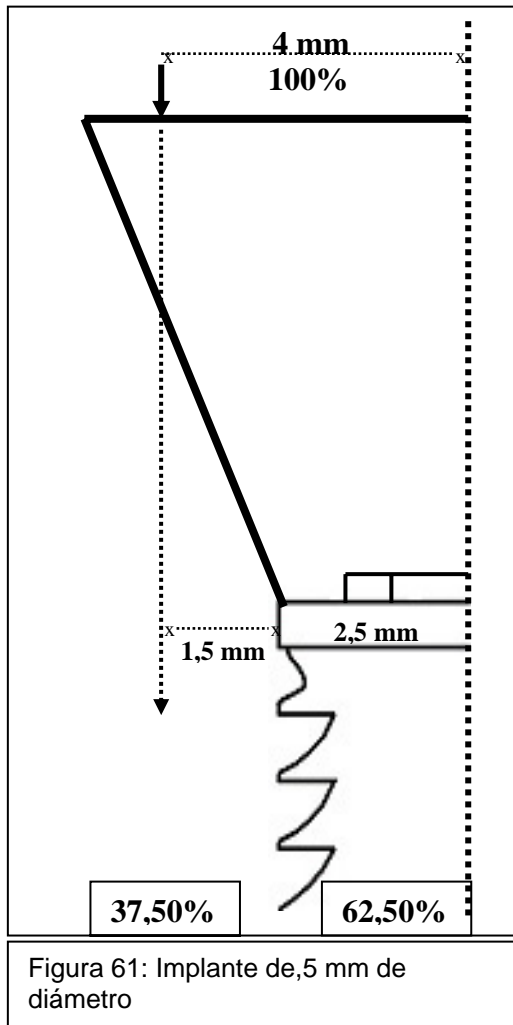
Para los implantes de diámetro 5 mm, la relación es de 62,50 % para la plataforma, y 37,50 % para la distancia entre el borde de la plataforma y la línea de proyección de la aplicación de la fuerza. (Figura 61).



En el diámetro de 6,5 mm, la relación fue de 81,25 % para la plataforma y de 21,75 % para la distancia entre el borde de la plataforma y la línea de proyección de la aplicación de la fuerza. (Figura 62).

Vemos en estos dos últimos casos, que la relación es favorable a la plataforma, sin embargo en los modelos de elementos finitos, la plataforma de

diámetro 5 mm, mostró separación de 0,033 mm, menor que los anteriores, pero con tolerancia a la carga máxima.



El diámetro 6,5 mm mostró separación fue de 0,006 mm, que se consideró despreciable, y tolerancia a la carga máxima. Por tal motivo se decidió no incluirlo en los ensayos mecánicos.

En la Tabla 24 se resume lo antedicho y se resalta con color rojo las relaciones desfavorables que presentaron aflojamiento y/o rotura de tornillos, y en verde las que soportaron la carga máxima sin complicaciones.

Tabla 24

	Diámetro de la Plataforma del Implante			
	3,45 mm	4 mm	5 mm	6,5 mm
Distancia del eje axial al eje de aplicación de la fuerza	4 mm 100%	4 mm 100%	4 mm 100%	4 mm 100%
Radio de la Plataforma	1,72 mm	2 mm	2,5 mm	3,25 mm
Porcentaje (%)	43%	50%	62,50%	81,25%
Distancia de la plataforma al eje de aplicación de la fuerza	2,28 mm	2 mm	1,5 mm	0,75 mm
Porcentaje (%)	57%	50%	37,50%	18,75%
Relación entre ambas medidas	NEGATIVA	.1 : 1	POSITIVA	

Al respecto es necesario agregar que el sistema de implantes utilizado para los ensayos mecánicos y como modelos de elementos finitos, el tornillo de fijación tiene un calce preciso en su correspondiente alojamiento dentro del implante ocupándolo totalmente, sin que medie entre ellos espacio; lo cual permite transferir al implante las fuerzas recibidas por el tornillo. Este espacio

podría ser una de las causas de las complicaciones de la interfase implante-emergente (Lang, 2003).

La concentración de tensiones en áreas de compresión y tracción, fundamentalmente en el tornillo de fijación (sean estos de titanio o de oro), y en la interfase implante-emergente, podrían superar fácilmente el valor de fluencia de los materiales, produciendo deformaciones permanentes, seguida de fatiga del material y rotura, coincidiendo con los estudios realizados por: (Drago, 2003; Khraisat, 2004).

La distribución de tensiones sobre implantes con emergentes rectos, guarda similitud con las tensiones internas que se generan en piezas dentarias naturales coronadas y con el agregado o no de refuerzo intrarradicular.

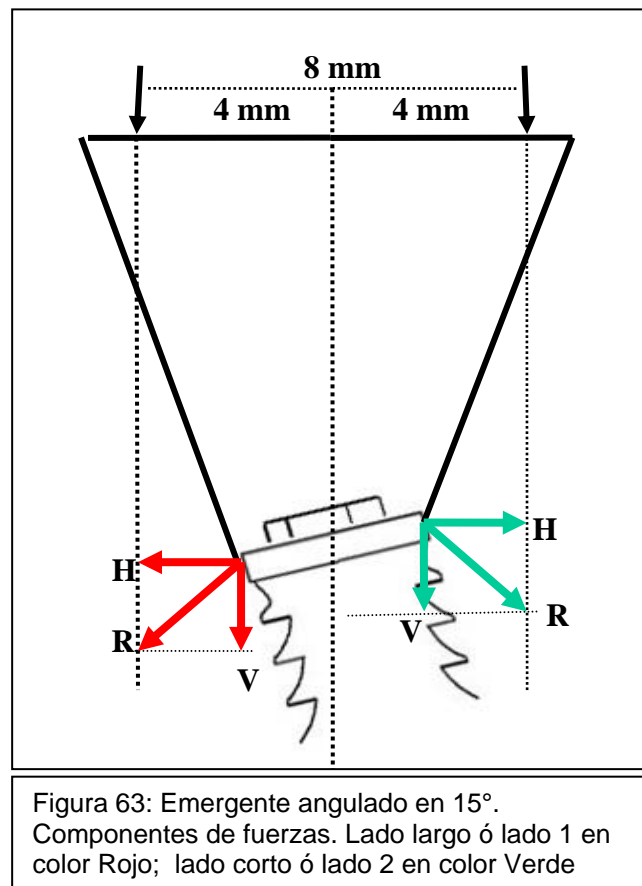
Estudios realizados, por (Vitantonio, 2002), en piezas dentarias naturales, mostraron diferentes gradientes internos de tensiones de acuerdo a lo indicado por los ordenes de isocromáticas; en distintas preparaciones bajo estado de cargas similares, demostró la diferente capacidad de transmitir favorablemente los esfuerzos según el tipo de restauración.

Las preparaciones sin hombro y sin perno fueron las más favorables por presentar la menor concentración de tensiones internas, la mayor uniformidad en el trazado de las líneas de compresión y de tracción y, además tuvieron los resultados más favorables en cuanto al gradiente de tensiones.

Cabe analizar, las mismas cargas desplazadas a 4 mm del eje axial, anteriormente vistas, pero ahora, con emergentes angulados en 15° respecto al eje del implante.

Debemos destacar que es diferente la respuesta a esta carga si es aplicada en el lado corto o lado interno del ángulo, a la aplicada en el lado largo o lado externo.

La fuerza vertical “V” cae siempre dentro del cuerpo del implante, en el lado corto, ó lado 2 (color verde); y fuera de este en el lado largo ó lado 1 (color rojo). (Figura 63)



En los ensayos mecánicos de diámetro 3,45 mm y emergente angulado en 15°, con carga aplicada en el lado largo y lado corto, se observó evidente deformación del conjunto durante la aplicación de la carga y hasta rotura de un tornillo por fatiga.

Comparando la deformación entre ambos ensayos, se aprecia una escasa diferencia a cargas bajas (0,150 N a 0,200 N), siendo similar a la serie 2 de 4 mm con emergente recto. Comienzan a diferenciarse a cargas intermedias (0,300 N a 0,350 N) y es notable la diferencia a cargas altas (próximas a 0,800 N).

Es importante destacar que la deformación en la serie 3,45 mm con emergente angulado y carga aplicada en el lado corto, es menor, a cargas altas (0,700 N a 0,800 N), que la serie de 4 mm con emergente recto.

Mientras que para los diámetros 4 mm y 5 mm (grupos 6 y 7 respectivamente), con emergente angulado en 15° y carga aplicada en el lado largo, se observó similar deformación en el conjunto durante la aplicación de la carga, aunque significativamente menor a la acontecida en diámetro 3,45 mm.

Es interesante observar que en los ensayos donde se aplicó la carga en el lado largo o lado externo de la angulación, ninguno de los diámetros estudiados soportó la carga final. La carga crítica osciló entre los 0,480 N y 0,680 N.

Capítulo V

DISCUSIÓN

En el presente estudio hemos analizado y comparado cuatro diferentes tamaños de plataformas de implantes de conexión con hexágono externo de 0,7 mm de altura.

Los parámetros empleados fueron los considerados a priori, como los de mayor relevancia entre las causales de complicaciones, tales como rehabilitaciones unitarias soportadas por un implante; ó sobrecarga de fuerzas oclusales excesivas, llegando a cuadruplicar las cargas habituales, tales como se da en bruxómanos. Y al mismo tiempo hemos realizado, también, el análisis comparativo en cargas intermedias.

El comportamiento de la interfase análogo-emergente, en casos de rehabilitaciones múltiples unilaterales ó bilaterales (Duyck, 2000), no han sido motivo del presente estudio.

Los resultados obtenidos muestran la relevancia que las cargas oclusales tienen en la estabilidad de la interfase implante-emergente, así como la intensidad y su ubicación en la cara oclusal.

Además, establece el límite de fatiga del metal del tornillo de fijación, y por consiguiente el tiempo de vida útil, como así también, el grado de deformación de los componentes, según los parámetros a que fueron sometidos.

En tanto, (Catalán Bajuelos, 2004) sugiere que para reemplazar una pieza dentaria posterior con implantes de conexión con hexágono externo de 0,7 mm de altura, es conveniente utilizar dos implantes de diámetro reducido colocados uno en mesial y otro en distal, emulando las raíces mesial y distal del elemento dentario natural. Acordamos con esta propuesta de solución, siempre que se logre papila entre ambos implantes, y entre ellos y las piezas naturales. Además, de diseñar la rehabilitación con tronera adecuadas y pasividad entre implantes.

Numerosos trabajos sobre la estabilidad de la interfase entre implante-emergente demuestran que la conexión tipo cónico (cono Morse) de 8° ó de 11° utilizadas por diferentes marcas de implantes (ITI, ASTRA) (Behr, 1998; Norton, 2000; Schwarz 2000; Perriard 2002; Cehreli, 2004), es más estable que la conexión de plataforma con hexágono externo. No obstante en diámetros reducidos también se reportaron aflojamiento de tornillo y fractura de implantes (Schwarz, 2000; Zinsli, 2004).

Consideramos cierta que el diseño cónico tiene mayor estabilidad en si mismo como conexión mecánica ante cargas oclusales en distintas direcciones. Queda demostrado en el presente estudio que si las fuerzas oclusales son nocivas para la conexión con hexágono externo, el utilizar una conexión cónica solo evita que se produzcan roturas o aflojamientos de tornillos de fijación, y por consiguiente que las cargas nocivas se trasladen al hueso crestal.

Acordamos con (Romeo, 2006), que si se logra una unión emergente implante mas sólida o resistente las cargas se transmitirán al hueso con la consiguiente reabsorción crestal.

Al respecto los estudios realizados por (Richter, 1998) concuerdan con nuestra aseveración, en el sentido de que las fuerzas oblicuas y axiales no centradas se transmiten a la conexión implante-emergente ó a la cresta ósea; ya que analizó las fuerzas oclusales sobre piezas dentarias posteriores en sentido buco-lingual, en sentido mesio-distal y vertical, utilizando implantes de conexión cónica; llegando a la conclusión que los valores de estrés mas altos fueron en sentido buco-lingual concentrándose en la cresta ósea. Algo menor resultó la concentración en sentido mesio-distal.

En estudios sobre modelos de elementos finitos de conexiones cónicas (Iplikcioglu, 2003), demuestra que ante cargas verticales, las fuerzas se distribuyen a lo largo del implante, mientras que ante cargas oblicuas la mayor concentración se trasladó al cuello del implante. Similares resultados obtuvo (Akca, 2003) en el mismo tipo de conexión para las cargas verticales, llegando a duplicarse en las cargas oblicuas.

En tanto (Merz, 2000) concluye en que durante el ajuste de precarga en las conexiones cónicas se produce un alto estrés sobre las paredes del implante, el cual se incrementa cuando las fuerzas son oblicuas, pudiendo llegar a la fatiga del material cuando se superan los 30 grados.

Estudios realizados por (Hansson, 1999, 2003) demuestran que en el cuello de implantes de paredes delgadas, de superficie exterior no tratada y que no contactan con el hueso, el estrés es alto y se traslada a la cresta ósea. Por ello concluye que para reducir la reabsorción de la cresta ósea, el implante debe tener elementos retentivos en la pared exterior de su cuello y ser colocado sumergido en el hueso.

Estudios comparativos realizados “in vitro” por (Norton, 2000), sobre emergentes cónicos roscados de una sola pieza y de dos piezas, con tornillo de fijación, a los cuales le aplica fuerzas oblicuas; demuestra que en los de una sola pieza se deforma el emergente lejos de la conexión y esta no se modifica, en tanto en los de dos piezas la deformación se produce a nivel del cuello.

No coincidimos con (Levine, 1999), que asigna al tipo de conexión cónica, el valor de solucionar la complicación de aflojamiento o rotura del tornillo de fijación, sin tener en cuenta la dirección de las fuerzas oclusales que recibe la rehabilitación instalada.

Por esto y hasta que no se determinen otros medios clínicos de certeza, que permitan mensurar la dirección de las cargas oclusales, al momento de instalar la rehabilitación y en controles a distancia, preferimos el uso de plataforma de hexágono externo y de altura 0,7 mm, para que esa interfase (por aflojamiento o rotura del tornillo) nos sirva de “fusible” y traslade la menor cantidad posible de fuerzas nocivas a la interfase hueso-implante. (Romeo, 2006).

Los valores de separación entre los componentes de la interfase, son mínimos e inapreciables clínica y radiográficamente. Acordamos con (Wahl, 2004), que por ser generalmente submucosos y lo suficientemente amplios como para permitir la colonización de microorganismos, podrían contribuir al mal olor clínicamente observado y a la periimplantitis.

Los estudios realizados por (Bates, 1976), y (Haraldson, 1977), demuestran que la sumatoria de todos los contactos oclusales que una persona realiza, en condiciones normales, durante un día, incluyendo la deglución, es de aproximadamente dieciocho minutos; en tanto la masticación de una persona con dentición natural es del orden de ochenta ciclos, no variando en personas con prótesis sobre implantes osteointegrados.

Por otra parte, (Kumagai, 1999), estudió las fuerzas oclusales durante distintos niveles de apretamiento, y concluyó en que la concentración de las fuerzas fueron mayores en los molares, seguido de los premolares y finalmente los elementos anteriores.

De acuerdo a estos datos, podemos calcular (mediante una regla de tres simple), que la cantidad de ciclos diarios que una persona realiza es del orden de los 1440. Siendo de 10.080 ciclos en una semana y de 525.600 en un año.

En los resultados sobre elementos finitos de nuestro estudio experimental y que se expresa en la Tabla 13 del capítulo anterior, vemos el límite de 21.200 ciclos para las conexiones de 3,45 mm y 4 mm de diámetro, con emergente recto

y cargas descentradas, que equivaldría a 14,73 días hasta la fatiga del material y consiguiente rotura del tornillo de fijación.

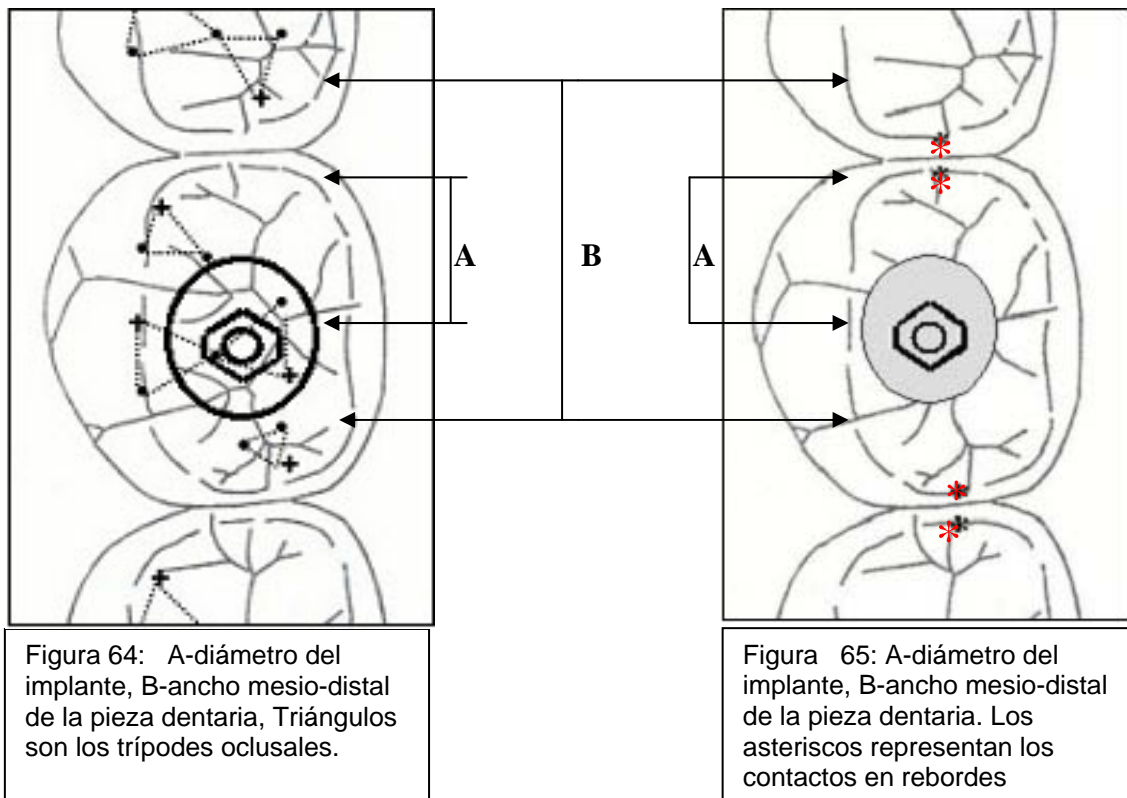
En la misma Tabla se expresa el valor de 23.800 ciclos como límite de fatiga, para las conexiones de 3,45 mm, 4 mm, y 5 mm, con emergente angulado en 15° y carga descentrada en el lado denominado como 1, ó lado largo; y además en el lado 2 ó lado corto en la conexión de diámetro 3,45 mm. Esta cantidad de ciclos equivaldría a 16,53 días.

Todos estos valores corresponden a cargas de 0,800 N, lo cual a simple vista parecería que es debido a la excesiva carga a la que fueron sometidos.

Las cargas oclusales funcionalmente consideradas normales juegan un papel preponderante en la estabilidad de la interfase implante-emergente, debiendo establecerse una correlación entre los diámetros buco-linguales y mesio-distales con el diámetro del implante a colocar para que las resultantes de las cargas oclusales caigan dentro de la plataforma del implante. (Jeong, 2003), o nos de una ecuación favorable a la plataforma del implante en la comparación entre el diámetro de esta y el espacio de separación con la prolongación de la fuerza (Tabla 24).

Debemos tomar en cuenta consideraciones oclusales tales como que las mayores cargas se realizan en la posición de máxima intercuspidadación, con lo cual las fosas centrales, las fosas secundarias mesial y distal, mas los rebordes marginales serán las estructuras anatómicas que recibirán las cargas. Todas ellas se ubican sobre los extremos mesial o distal de la cara oclusal, dejando solo a la

fosa central en el medio; sumado a que dicho diámetro no puede estrecharse pues debe cubrir la brecha existente si es intercalar (Figura 64 y 65), ó cubrir el espacio hacia distal, si es extremo libre. (Alonso, 1999; Kumagai, 1999).



Deben considerarse también si la restauración a confeccionar será cementada sobre perno atornillado o directamente atornillada sobre el implante, pues en el último de los casos el orificio de acceso al tornillo de fijación puede impedirnos la correcta oclusión de la fosa central, tal como expresa (Michalakis, 2003), con quien compartimos los conceptos oclusales.

El diámetro buco-lingual puede reducirse sin mayores inconvenientes que el estético, o invertirse la oclusión, si con ello centralizamos las fuerzas, y junto a una relación canina que establezca guía lateral con desoclusión inmediata, (Alonso, 1999.) evitaremos fuerzas lateralizantes en el sector premolar y molar.

Pero el diámetro mesio-distal, por lo dicho anteriormente, resulta crítico y debe de estudiarse detenidamente, tanto por la ubicación de las cargas oclusales, como por el espacio con las piezas vecina que generaran la futura papila interdientaria.

No compartimos la opinión de (Calandrielo, 2003), que alienta a colocar un solo implante ancho, cuando el remanente óseo lo permite, sin tomar en cuenta la ubicación de los contactos, la intensidad de la fuerza y la relación cara oclusal de la rehabilitación con el diámetro de la plataforma.

Para establecer la correlación entre los diámetros coronarios y el diámetro del implante, debe seguirse el protocolo de diseñar primero la ó las coronas dentarias determinando la ubicación de los asientos oclusales, y en segundo lugar determinando el diámetro del implante. Si el ancho crestal no permitiera la colocación del implante necesario, se debe apelar a la tan variada gama de técnicas de aumento óseo en sentido vertical y horizontal (distracciones óseas, expansión de tablas, injertos en bloque, injertos de hueso granulado con la protección de membranas, levantamientos de piso de seno, etc.), de manera de adecuar la estructura ósea a las necesidades funcionales.(Ribeiro, 2003).

En tanto, discrepamos con el estudio realizado por (Eger, 2000), en donde compara clínicamente los resultados obtenidos con emergentes angulados y standard, concluyendo en que no hay diferencias significativas para cualquier parámetro estudiado.

La discrepancia se pone de manifiesto ya que entre los parámetros utilizados no fueron tenidas en cuenta la dirección, la ubicación y la intensidad de las cargas oclusales.

Capítulo VI

CONCLUSIONES

En el presente estudio se ha demostrado el comportamiento de cuatro diferentes diámetros de plataformas de implantes de conexión con hexágono externo de 0,7 mm de altura. Este tipo de conexión fue elegido adrede, por ser considerada la más inestable de todas las existentes en el mercado hasta la fecha. Sin embargo quedó demostrado que la ubicación de las cargas oclusales, el diámetro de la plataforma, y la angulación del emergente guardan una relación íntima y directa con la estabilidad de la interfase implante-emergente.

Esto nos ha permitido llegar a las siguientes conclusiones.

- 1- Que en una interfase implante-emergente, con emergente recto, las resultantes de las cargas oclusales son bien toleradas, cualquiera sea el diámetro de la plataforma, cuando se ubican centradas en el eje axial del conjunto.
- 2- En el mismo tipo de conexión anterior, cuando las cargas son descentradas, generan zonas de compresión y tracción sobre la interfase y el tornillo de fijación, que son bien toleradas cuando caen dentro de la plataforma del implante, o fuera de esta, sin superar la relación 60% para la plataforma, y 40% para la distancia entre esta y la proyección del punto de aplicación de la fuerza.

- 3- En emergentes angulados en 15°, las cargas descentradas son bien toleradas cuando se aplican en el lado interno del ángulo y en plataformas de diámetro superior a 4 mm. En tanto, no son toleradas por ninguno de los diámetros estudiados cuando se aplican en el lado externo del ángulo.
- 4- La plataforma de diámetro 3,45 mm no toleró las cargas máximas en ninguno de los ensayos realizados, salvo las cargas centradas en el eje axial con emergente recto.
- 5- En todos los diámetros estudiados se genera compresión en la interfase entre emergente e implante con separación inapreciable, pudiendo ser motivo de la colonización de bacterias, y predisponiendo a complicaciones gingivales.
- 6- La fatiga de material en el tornillo de fijación del conjunto implante-emergente, en los diámetros estudiados, para aquellos casos en que no soportaron las cargas máximas, se obtuvo con 21.200 ciclos y 23.800 ciclos, lo que equivale tan solo a 14,73 días y 16,53 días respectivamente.
- 7- Que las fuerzas compresivas que producen separación entre los componentes del conjunto implante-emergente, son absorbidas por la propia conexión evitando sean trasladadas a la cresta ósea; actuando entonces como un “fusible de sobrecargas”.
- 8- La estabilidad de la rehabilitación unitaria sobre implante no depende del tipo de conexión empleada, sino del diseño oclusal de la misma y de su relación con el diámetro de la plataforma.

- 9- Asignar al protocolo de planeo de tratamiento un grado de importancia fundamental, debiendo estudiarse minuciosamente todos los parámetros establecidos en el protocolo propuesto en el capítulo anterior, para definir el diámetro de la plataforma del implante que debe utilizarse, o las modificaciones óseas que deberán hacerse antes de la colocación de este.
- 10-Preferir prótesis cementadas o coronas atornillas con tornillo de bloqueo palatino antes que estructura totalmente atornillada al implante, para evitar la chimenea oclusal que obliga a utilizar un material de cierre de menor dureza que la cerámica, y la diferencia de resistencia ante el desgaste por el uso; además, mejor asiento del emergente maquinado que el colado en la interfase implante-emergente con mayores garantías de pasividad.

Anexo

UN APORTE A LA CLINICA

Tomando en cuenta los resultados y conclusiones a los que arribamos en el presente estudio, creemos conveniente se deberían realizar los estudios clínicos correspondientes que reafirmen nuestros resultados, para estar en condiciones de proponer modificaciones al protocolo de selección del diámetro del implante.

El estudio de las brechas intercalares por ausencia de un solo elemento dentario, presenta el mayor desafío tanto del punto de vista funcional, como periodontal y estético, puesto que debemos devolver el elemento dentario con sus vecinos naturales, y obtener como resultado un perfil de emergencia y una papila interdientaria con salud y estética.

Para lograr este cometido, resultan indispensables las tomografías computadas con vistas panorámicas y cortes coronales al eje panorámico del maxilar o mandíbula, utilizando guías, que emulando a una prótesis removible de acrílico reproduzcan el encerado de diagnóstico. (Bechelli, 2003).

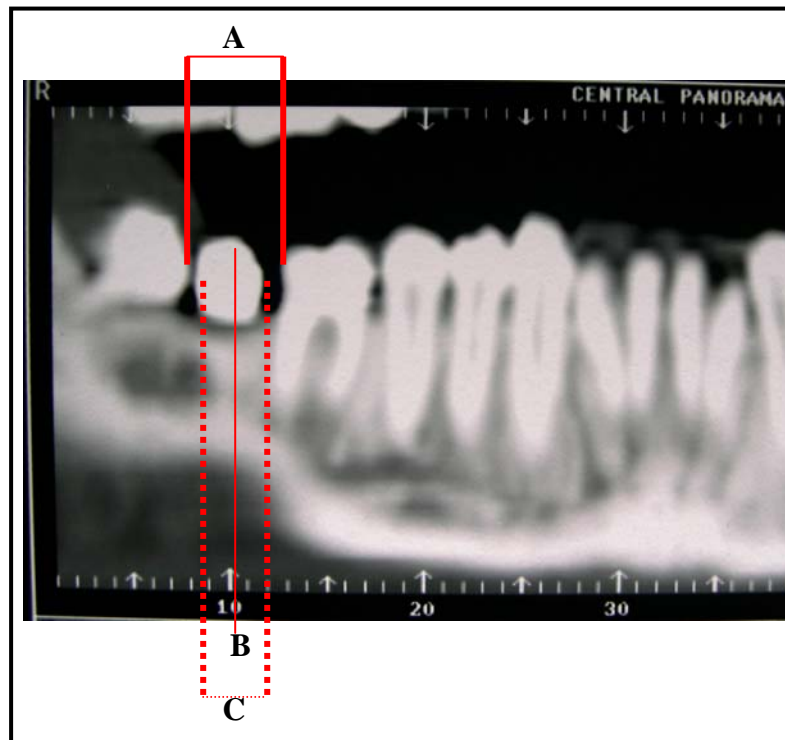


Figura 66: Corte panorámico de una tomografía. **A-** ancho mesio-distal de la brecha; **B-** centro de la brecha (corresponde al corte 10); **C-** distancia entre fosas proximales.

En los cortes panorámicos de la tomografía (Figura 66), podemos hacer el análisis de las brechas en el sentido mesio-distal, pues en estos casos el espacio existente debe cubrirse totalmente y establecer el punto de contacto proximal.

La cantidad de elementos dentarios para cubrir la brecha, se determinó en el modelo al confeccionar la guía tomográfica, y aquí vemos su imagen, la cual nos permite establecer:

- A- ancho mesio-distal de la corona = 10 mm
- B- la ubicación del centro del implante a colocar,

C- la proyección de los asientos oclusales hacia el hueso, determinando: el ancho de la plataforma siguiendo la ecuación antes mencionada = 8 mm.

Como el centro de la ubicación del implante queda equidistante de la proyección de ambos asientos oclusales la distancia B-C es igual a 4 mm.

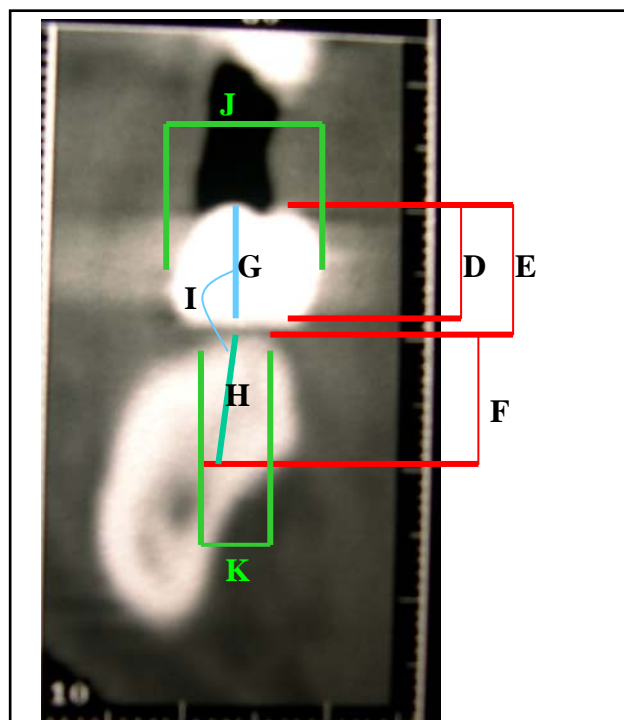


Figura 67: Corte número 10: **D**- altura protética, **E**- altura coronaria, **F**- altura del implante, **G**- eje coronario de acción de las fuerzas, **H**- eje de colocación del implante, **I**- Angulo del emergente; **J**- ancho buco-lingual de la corona; **K**- ancho posible de la plataforma del implante.

En tanto en los cortes coronales al panorámico, es decir en sentido buco-lingual (Figura 67), podemos establecer:

- D- la altura coronaria = 9 mm
- E- altura protética total = 10 mm
- F- Altura ósea = 11 mm
- G- Eje de aplicación de las cargas oclusales.
- H- Eje de inserción del implante
- I- Angulación que tendrá el emergente = 10°
- J- Ancho de la corona = 11 mm
- K- Ancho de la plataforma del implante = 5 mm,

En consecuencia, el protocolo de selección del diámetro del implante debería ser:

- 1- Control y ajuste oclusal de los arcos dentarios, clínico y sobre modelos montados en articulador.
- 2- Encerado del elementos dentarios a reponer, estableciendo en este momento la ubicación de los contactos oclusales.
- 3- Confeccionar guías tomografías reproduciendo en encerado diagnóstico.
- 4- Sobre el corte panorámico de la tomografía: marcar el centro mesio-distal del reborde desdentado.
- 5- Proyectar desde oclusal los contactos cuspídeos.
- 6- De esa medición calculamos el 60 %, con lo que obtendremos el diámetro mínimo de la plataforma del implante que necesitamos.

- 7- Sobre el correspondiente corte coronal de la tomografía proyectamos el diámetro elegido, nos deberá quedar un milímetro de hueso hacia lingual y otro milímetro hacia vestibular.
- 8- En el centro de la proyección hecha en el punto anterior localizaremos el eje del implante.
- 9- Desde ese punto podremos proyectar el eje axial del futuro implante y medir el ángulo del emergente (figura 67).
- 10- Proyectamos el mismo centro hacia la futura rehabilitación, y medimos su distancia hacia las cúspides fundamentales y las fosas. Ambas distancias deberán ser menores o igual al radio de la plataforma. Con ello conseguiremos que las fuerzas oclusales caigan dentro de la plataforma.

Podemos, entonces, formular la siguiente ecuación para obtener el ancho de la plataforma.

$$\text{Diámetro de la plataforma} = \frac{\text{Distancia entre asientos oclusales} \times 60}{100}$$

El presente estudio se dedicó a estudiar los emergentes angulados en 15° que son los de menor angulación que se fabrican, considerando que los

resultados desfavorables obtenidos para esta angulación se incrementarían proporcionalmente al aumento de la angulación.

No fueron motivo de estudio otras angulaciones.

Cuando en el estudio preliminar del caso, con el protocolo antes mencionado y la tomografía correspondiente, se determina que es necesario angular implantes, sugerimos diseñar la cara oclusal de manera que se puedan ubicar los contactos oclusales sobre el lado interno de la angulación y evitar en todos los movimientos excursivos de la mandíbula, el contacto de la cúspide que se proyecte sobre el lado externo de la angulación.

Por todo lo antedicho, frente al aflojamiento o rotura de tornillos de fijación, proponemos, evitar ajustarlos o reemplazarlos sin antes haber realizado encerado de diagnóstico de modelos montados en articulador, y diseño de contactos dentarios, compatibilizándolos con los implantes colocados y que las fuerzas caigan sobre el eje del implante. Con esto rediseñar la prótesis, pues el aflojamiento es un alerta de fuerza no axiales, o descentralizadas.

Esta propuesta de modificación del protocolo, ajustándolo a estrictos y minuciosos controles, se ve avalada por recientes estudios realizados por (Khraisat, 2004), que revisando estudios clínicos realizados con emergentes Cera-One sobre implantes Brånemark, en reconstrucciones de un solo diente, observó que los resultados favorables se obtenían cuando las cargas oclusales están dirigidas justo en el eje longitudinal del implante, para lo cual sugiere centrar el contacto oclusal y reducir la inclinación cuspídea para disminuir el momento de

flexión causados por el componente lateral de fuerzas. Agrega, además, que es conveniente reducir el ancho buco-lingual de la restauración y si es extremo libre, hacer la reducción, también, sobre el diámetro mesio-distal.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. (2003). A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30:41-45.

Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H (2003). Evaluation of the mechanical characteristics of a reduced-diameter morse-taper implant: a nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Impl Res* 14:444–455.

Alonso A, Albertini J, Bechelli A. Diagnóstico y planeamiento en prótesis implantoasistidas. En: “Oclusión y Diagnóstico en Rehabilitación Oral”. Eds. Panamericana. Buenos Aires, Argentina, 1999, pp.575-601.

Al Rafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE, (2002). The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 88:176-82.

Alzain M., Alhammad H.M., Hancock R.R. (1995). Reemplazo de diente único posterior utilizando dos implantes en forma de raíz: informe clínico. *Journal of implant Dentistry*, –Edición Español- Vol 1, Número 2:17-19.

Anitua Aldecoa E. Plasma rico en factores de crecimiento. En: “Un nuevo enfoque en la regeneración ósea”. Eds. Puesta al día publicaciones SL. Madrid, España, 2000, pp.95-111.

Assenza B, García Perez JM, Núñez Dancausa P, Scarano A, Piattelli A (2004). Integración mucosa en implantología: análisis crítico de tres tipos de conexiones con implante-abutment. Revista Española Odontoestomatológica de Implantes, Vol XII, Número 2:112-122.

Balaguer Martinez R, Gil Cortéz R, Guarinos Carbó J, Peñarrocha Diago M. Fase protética, procedimiento clínico y de laboratorio. En: “Implantología Oral”. Eds. Ars Médica, Madrid, España,2001, pp.223-243.

Bambini F, Lo Muzio L, Procaccini M (2001). Retrospective analysis of the influence of abutment structure design on the success of implant unit. A 3-year controlled follow-up study. Clin Oral Impl Res 12:319-324.

Bassit R, Lindström H, Rangert B (2002). In Vivo Registration of Force Development with Ceramic and Acrylic Resin Occlusal Materials on Implant-Supported Protheses. Int J Oral Maxillofac Implants 17:17-23.

Bates JF, Stafford GD, Harrison A (1976). Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. J Oral Rehabilitation. 3:57-67.

Bechelli AH: “Carga Inmediata en Implantología Oral”. Ed. Providence. Buenos Aires, Argentina. 2003. pp.Totales.

Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G (1998). Complication rate with prosthodontics reconstructions on ITI and IMZ dental implants. Clin Oral Impl Res 9:51-58.

Bert M, Missika P. Conducta ante los Fracasos. En: “Implantes Oseointegrados”. Ed. Masson. Barcelona, España, 1994, pp.411-416.

Bianchi A. Tratamiento Protésico con Implantes. En: “Prótesis Implantosoportada”. Ed. Amolca. Caracas, Venezuela, 2003,pp. 295-353.

Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, Evans G, Kent JN, Misiek DJ, Mendez AJ, Guerra L, Larsen H, Wood W (2002). Prospective Evaluation of Implants Connected to Teeth. Int J Oral Maxillofac Implants 17:473-487.

Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG (2004). Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31:884-889.

Bottino MA, Todescan FF. Planeamiento en Implantes Oseointegrados. En: “Implantes Oseointegrados-Cirugía y Prótesis”. Eds. Artes Médicas Latinoamericanas. San Pablo, Brasil, 2003, pp.7-10.

Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CHF, Lang NP (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Impl Res* 12:26–34.

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD (1993). Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 5:435-9.

Calandriello R, Tomatis M, Vallone R, Rangert B, Gottlow J (2003). Immediate occlusal loading of single lower molars using Branemark System Wide-platform TiUnite Implants: An interim report of a prospective open-ended clinical multicenter study. *Clinical Implants Dentistry and Related Research*, suppl. 1, Vol. 5:74-80.

Campos A. Implantología. En: “Rehabilitación Oral y Oclusal”. Eds. Harcour. Barcelona, España, 2000, pp.727-740.

Cardoso AC, Maziero Volpato CA. La Importancia de la Oclusión en la Implantología. En: “Implantes oseointegrados-Cirugía y Prótesis”. Eds. Artes Medicas Latinoamericanas. San Pablo, Brasil, 2003, pp.93-99.

Catalan Bajuelo E, Soliva Garriga J, Estrada Fion D (2004). Prótesis unitaria implantosoportada. La Gaceta Dental, Madrid, España, Número 153:96-111.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I (2004). Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Impl Res 15:249–257.

Cehreli MC, Akçaya K, Iplikcioglu H (2004). Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. Clin Oral Impl Res 15:481–489.

Chapman RJ (1990). Principios de la Oclusión para prótesis sobre implantes:guía para posición, desarrollo y fuerza de los contactos oclusales. Quintessence. – Edición Española- Vol 3, número 5:293-300.

Chercheve R. El Implante. En: “Implantes Odontológicos”. Eds. Médica Panamericana. Buenos Aires, Argentina, 1985, pp:22-66.

Ciftci Y, Canay S (2000). The Effect of Veneering Materials on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prosthetic Restorations. Int J Oral Maxillofac Implants 15:571-582.

Correa Castelo S, Ballester Ferrandis JF, Alvarez Valdes A, García Molinos JR, Hernández Valer P (2004). Conexión Diente-Implante biotech (BIS-CP): Estudio clínico multicéntrico. Revista Española Odontoestomatológica de Implantes, Vol.XII, Número 3:180-194.

Della Bona A, Boscato N. (2000). Clinical evaluation of allografts and homografts for restoration of missing tooth structure. J Prosthet Dent 84:163-8.

De Pauw GAM, Dermaut LR, Johansson CB, Martens G (2002). A Histomorphometric Analysis of Heavily Loaded and Non-Loaded Implants. Int J Oral Maxillofac Implants 17:405-412.

Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH (2003). Evaluation of the ITI Morse Taper Implant/ Abutment Design with an Internal Modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:865-872.

Drago CJ (2003). A Clinical Study of the Efficacy of Gold-Tite Square Abutment Screws in Cement-Retained Implant Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:73-278.

Duyck J, Van-Oosterwyck H, Vander-Sloten J, De-Cooman M, Puers R, Naert I (2000). Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Impl Res* 11:65–475.

Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S (2000). Comparison of Angled and Standard Abutments and Their Effect on Clinical Outcomes: A Preliminary Report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:19-823.

Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U (1999). Histopathologic Observations on Early Oral Implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:798–810.

Faulkner MG, Wolfaardt JF, Chan A (1999). Measuring Abutment/Implant Joint Integrity with the Periotest Instrument. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:681–688.

Fernandez Bodereau E, Fernández Bodereau E Jr. Introducción a la prótesis y la Implantología. En: “Prótesis fija e Implantología”. Eds. Avances Médicos-Dentales S.L. Madrid, España, 1996, pp.17-34.

Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L (2002). Clinical Outcome of Brånemark System Implants of Various Diameters: A Retrospective Study. Int J Oral Maxillofac Implants 17:671-677.

Fugazzotto PA, Kirsch A, Ackermann KL, Neuendorff G (1999). Implant/Tooth-Connected Restorations utilizing Screw-Fixed Attachments: A Survey of 3,096 Sites in Function for 3 to 14 Years. Int J Oral Maxillofac Implants 14:819-823.

Gonshor A (2002). Technique for producing platelet-rich plasma and platelet concentrate: background and process. Journal Periodontics Restorative Dent 22:6:547-57.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM (2001). Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent 85:47-52.

Guarinos Carbó J, Peñarrocha Diago M, Donado Azcárate A. Complicaciones y Fracasos. En: “Implantología Oral”. Eds. Ars Médica. Madrid, España, 2001, pp.245-261.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA (2000). Passivity of Fit and Marginal Opening in Screw- or Cement-Retained Implant Fixed Partial Denture Designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:239-246.

Hanses G, Smedberg JI, Nilner K (2002). Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin. Oral Impl Res* 13:666–670.

Hansson S (1999). The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Impl Res* 10:394-405.

Hansson S (2003). A conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clin Oral Impl Res* 14:286–293.

Haraldson T, Carlsson GE (1977). Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res* 85:200-8.

Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. Clin Oral Impl Res 12:640-647.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD (2004). Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Impl Res 15:466–473.

Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Gerber S, Bosshardt DD, Jönsson J, Lang NP (2004). Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. Clin Oral Impl Res 15:259–268.

Hobo S . Oseointegración y Rehabilitación Oclusal. Eds. Marban. Madrid, España, 1997, pp239-254, 257-263.

Iplikçioğlu H, Akça K, Çehreli MC, Sahin S (2003). Comparison of Non-linear Finite Element Stress Analysis with In Vitro Strain Gauge Measurements on a Morse Taper Implant. Int J Oral Maxillofac Implants 18:258-265.

Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. Clin Oral Impl Res 14:97–102.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG (1995). Efecto del movimiento de torque de precarga en la resistencia final a la tensión de los tornillos protésicos retenedores de implantes. Journal of Implant Dentistry 1:5-10.

Jeong CM, Caputo AA, Wylie RS, Son SC, Jeon YC (2003). Bicortically Stabilized Implant Load Transfer. Int J Oral Maxillofac Implants 18:59-65.

Kanciper S, Cagnone G, Rodriguez A. Nuevas alternativas en el diseño de emergentes CAD-CAM en Implantología. En: “Implantes oseointegrados-Cirugía y Prótesis”. Eds. Artes Medicas Latinoamericas. San Pablo, Brasil, 2003, pp.481-494.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM (2004). In Vitro Study on Passive Fit in Implant-Supported 5-unit Fixed Partial Dentures. Int J Oral Maxillofac Implants 19:30-37.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. J Prosthet Dent 88:604-10.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM (2004). Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clinical Implants Dentistry and Related Research*, volume 6, number 3:158-164.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-Kayed AM, Dar-Odeh N (2004). Stability of the Implant/Abutment Joint in a Single-Tooth External-Hexagon Implant System: Clinical and Mechanical Review. *Clinical Implants Dentistry and Related Research*, volume 6, number 4:222-229.

Kim Y, Oh T-J, Misch CE, Wang H-L (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Impl Res* 16:26-35.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 15:401–412.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H (2004). In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 31, 5:477-482.

Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa N (1999). Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *Journal of Oral Rehabilitation* 26:932–935.

Labaig Rueda C, Guarinos Carbó J, Oltra Moscardó MJ, Peñarrocha Diago M. La oclusión y consideraciones prostodónticas en prótesis sobre implantes. En: “*Implantología Oral*”. Eds. Ars Médica. Madrid, España, 2001,pp.205-221.

Lang L.A, Wang RF, May KB (2002). The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *Journal Prosthetic Dentistry* 87:74-9.

Lang L.A, Sierraalta M, Hoffensperger M, Wang RF (2003). Evaluation of the Precision of Fit Between the Procera Custom Abutment and Various Implant Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:652-658.

Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth–implant-supported FPDs. *Clin Oral Impl Res*, 15:643–653.

Lee J, Kim YO, Kim CW, Han JS (2002). Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent*, 88:402-8.

Lekholm U, Adell R, Brånemark PI. Complicaciones posibles. En: “Prótesis Tejido-integradas”. Eds. Quintessence Books. Berlin, Alemania, 1987, pp, 233- 240.

Levine RA, Clem III DS, Wilson TG, Higginbottom F, Solnit G (1999). Multicenter Retrospective Analysis of the ITI Implant System Used for Single-Tooth Replacements: Results of Loading for 2 or More Years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:516–520.

Lin CL, Wang JC (2003). Nonlinear Finite Element Analysis of a Splinted Implant with Various Connectors and Occlusal Forces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:331-340.

Lindhe J, Berglundh T. La mucosa periimplantar. En: “Periodontología Clínica e Implantología Odontológica”. Eds. Panamericana. Madrid, España, 2000, pp.870-880.

Luterbacher S, Fourmouis I, Lang NP, Brägger U (2000). Fractured prosthetic abutments in osseointegrated implants: a technical complication to cope with. Clin Oral Impl Res 11:163-170.

Maddalena A, Maddalena L. Restauraciones protéticas sobre Implantes. En: “Prótesis fija e Implantes”. Eds. Avances Médicos-Odontológicos. Madrid, España, 1996, pp.321-347.

Martin WC, Woody RD, Miller AW (2001). Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent 86:24-32.

Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman D, Steen WHA (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. Journal of Oral Rehabilitation 20:147-157.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC (2000). Mechanics of the Implant-Abutment Connection: An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint Connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:519-526.

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD (2003). Cement-Retained Versus Screw-Retained Implant Restorations: A Critical Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18:719-728.

Misch CE . División del hueso disponible. En “Implantología contemporánea”. Eds. Mosby / Doyma, Madrid, España, 1995, pp, 123-155.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K (2000). The Influence of Controlled Occlusal Overload on Peri-implant Tissue. Part 3: A Histologic Study in Monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:425-431.

Moberg LE, Kondell PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW (2001). Branemark system and ITI dental implant system for treatment of mandibular edentulism. A comparative randomized study: 3-year follow-up. *Clin Oral Impl Res* 12:450–461.

Norton M (2000). An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Impl Res* 1:458–464.

Pegoraro LF. Patologías Oclusales y Disfunciones Cráneomandibulares. En: “Prótesis Fija”. Eds. Artes Médicas Latinoamericanas. San Pablo, Brasil, 2001,pp.25-40.

Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC (2002). Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors^a a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. Clin Oral Impl Res 13:542–549.

Pesun IJ, Stefflik DE, Parr GR, Hanes PJ (1999). Histologic Evaluation of the Periodontium of Abutment Teeth in combination Implant/Tooth Fixed Partial Denture. Int J Oral Maxillofac Implants 14:342–350.

Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D (2002). Two Dental Implants Designed for Immediate Loading: A Finite Element Analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 17:353-362.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M (2000). An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retain-ed implant supported fixed prostheses. Clin Oral Impl Res 11:448–457.

Preiskel HW. Tornillos, Retenciones y Sistemas de Retención. En: “Sobredentaduras soportadas por Implantes y Raices”. Eds. Espaxs. Bcelona, España, 1998, pp.67-80.

Prosper L, Gherlone EF, Redaelli S, Quaranta M (2003). Four-year Follow-up of Larger-Diameter Implants Placed in Fresh Extraction Sockets Using a Resorbable Membrane or a Resorbable Alloplastic Material. Int J Oral Maxillofac Implants 18:856-864.

Renouard F, Rangert B. Factores de Riesgo en Implantología Oral. Eds. Quintessence. Barcelona, España. 2000. pp. Totales.

Ribeiro S, Oliveira JC. Restauraciones unitarias Planeamiento y ejecución. En: “Implantes Oseointegrados-Cirugía y Prótesis”. Eds. Artes Médicas Latinoamericanas. San Pablo, Brasil, 2003, pp,129-155.

Richter E.J (1998). En vivo horizontal bending moments en injertos. Int J Oral Maxillofac Implants 13:232-244.

Romanelli HJ. Consideraciones periodontales en prótesis fija (coronas-puentes e implantes). En: “Prótesis fija e Implantes”. Eds. Avances Médicos-Odontológicos. Madrid, España, 1996, pp.321-347.

Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G (2003). Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clin Oral Impl Res* 14:303–311.

Romeo E, Margutti E: Aspectos Biomecánicos. En: “Rehabilitación Implantosoportada en casos complejos”. Eds. Amolca. Bogotá, Colombia, 2006, pp 35-51.

Saito M, Miura Y, Notani K, Kawasaki T (2003). Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachment- and telescopic crown-retained removable partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 30, 5:482-487.

Sawase T, Wennerberg A, Hallgren C, Albrektsson T, Baba K (2000). Chemical and topographical surface analysis of five different implant abutments. *Clin Oral Impl Res* 11:44–50.

Schulte JK (1995). Tolerancias a hexágonos externos de seis sistemas de implantes: Estudio piloto. *Journal of Implant Dentistry*, Vol. 1,1:41-43.

Schwarz MS (2000). Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res*, 11:156-158.

Seong WJ, Koriath TWP, Hodges JS (2000). Experimentally induced abutment strains in three types of single-molar implant restorations. *Journal Prosthetic Dentistry* 84:318-26.

Sethi A, Kaus T, Sochor P (2000). The Use of Angulated Abutments in Implant Dentistry: Five-Year Clinical Results of an Ongoing Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:801-810.

Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD (2002). Removal Torques of Conical, Tapered Implant Abutments: The Effects of Anodization and Reduction of Surface Area. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17:24-27.

Standlee JP, Caputo AA, Chwu MJ, Sun TT (2002). Accuracy of Mechanical Torque- Limiting Devices for Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17:220-224.

Suzuki T, Kumagai H, Yoshitomi N, McGlumphy EA, (1999). Occlusal Contacts of Edentulous Patients with Mandibular Hybrid Dentures Opposing Maxillary Complete Dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:504–509.

Tan KB, Nicholls JI (2002). The Effect of 3 Torque Delivery Systems on Gold Screw Preload at the Gold Cylinder– abutment Screw Joint. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17:175-183.

Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M (2003). Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 30, 1:60-67.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T (2000). Implant Prosthodontics: Current Perspective and Future Directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:66-75.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G (2000). Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *Journal Prosthetic Dentistry* 84:548-53.

Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G (2004). Cemented Versus Screw-Retained Implant-Supported Single-Tooth Crowns: A 4-year Prospective Clinical Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:260-265.

Vitantonio E . Análisis experimental de tensiones en piezas dentarias con diversas preparaciones y desgastes. Tesis Doctoral. 2002. Facultad de Odontología. Universidad Nacional de Rosario. Argentina.

Wahl G, Lang H (2004). Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. Clin Oral Impl Res 15:233–238 .

Walter M, Reppel PD, Böning K, Freesmeyer WB (1999). Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. Journal of Oral Rehabilitation 26:91–96.

Warren Bidez, M, Misch CE . Biomecánica clínica. En: “Implantología contemporánea”. Eds. Mosby / Doyma. Madrid, España, 1995, pp,279-310.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A (2000). Analysis of Stress Distribution in a Screw-Retained Implant Prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants 15:209-218.

Weiner S, Sirois D, Ehrenberg D, Lehrmann N, Simon B, Zohn H (2004). Sensory Responses from Loading of Implants: A Pilot Study. Int J Oral Maxillofac Implants 19:44-51.

Wiskott HW, Belser UC (1999). Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clin Oral Impl Res 10:429–444.

Yap AUJ, Ong LFKL, Teoh SH, Hastings GW (1999). Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. Journal of Oral Rehabilitation 26:228–235

Zarone F, Apicella A, Nicolais L, Aversa R, Sorrentino R (2003). Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clin Oral Impl Res 14:103–114.

Zinsli B, Sägesser T, Mericske E, Mericske-Stern R (2004). Clinical Evaluation of Small-Diameter ITI Implants: A Prospective Study. Int J Oral Maxillofac Implants 19:92-99.