

**UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE PROTESIS
AREA DE PROTESIS TOTALES**

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO, DE LA RESISTENCIA FLEXURAL DE
ACRILICO CON Y SIN REFUERZO DE ALAMBRE USADOS EN LA
REALIZACIÓN DE PROTESIS PROVISIONALES PARA FERULIZACIÓN DE
IMPLANTES CON CARGA INMEDIATA**

Cristian Aguilera Hidalgo

**TRABAJO DE INVESTIGACION
REQUISITO PARA OPTAR AL TITULO DE
CIRUJANO-DENTISTA**

**TUTOR PRINCIPAL
Prof. Dr. Nicolás Riveros Reciné**

**TUTOR ASOCIADO
Prof. Dr. Jorge Cabargas Morello**

**Santiago – Chile
2007**

Agradecimientos

A mi familia, padres y hermanos, por todo su apoyo brindado a lo largo de estos años.

A mis tutores, Prof. Dr. Nicolás Riveros y Prof. Dr. Jorge Cabargas, por haberme aceptado y por siempre hacerme dar lo mejor de mí.

A las grandes personas que conocí en la universidad, con las cuales, todo momento, bueno y malo, siempre fue mejor.

También quiero hacer mención a todos los que me recibieron tan bien en el diplomado de prótesis totales, por su apoyo y ayuda en este año.

A Sr. Juan Carlos Ramírez por su ayuda en la realización de esta tesis facilitando la construcción de las probetas utilizadas.

Índice

Introducción	3
Aspectos teóricos	5
1. Implantes	5
2. Plásticos más utilizados como bases protésicas	29
3. Alambres de acero inoxidable	39
4. Propiedades mecánicas	39
Hipótesis y Objetivos	43
Material y método	42
Resultados	51
Discusión	56
Conclusiones	65
Sugerencias	66
Resumen	67
Referencias bibliográficas	68

Introducción

Existe en la actualidad una gran cantidad de pacientes desdentados parciales o totales, que buscan una solución protésica fija, la cual sea exitosa en el tiempo y que ayude al mejoramiento de la estabilidad de sus prótesis removibles en uso. Los tratamientos deben mantener el remanente biológico, devolver estética y función de la mejor forma, en el menor tiempo y con las mínimas molestias posibles.

Frente a estas exigencias, el uso de los implantes oseointegrados se ha convertido en una modalidad cada vez más común y solicitada de tratamiento, siendo universalmente aceptados por su elevada tasa de éxito y su predictibilidad (1).

El protocolo original requería periodos de espera entre 3 a 6 meses, sin aplicación de cargas sobre los implantes para que se produjera la cicatrización ósea. Sin embargo, este protocolo exhibe algunos inconvenientes biológicos, psicológicos y funcionales para el paciente, que hizo a los clínicos y científicos investigar modificaciones a la terapia de implantes ya probada y protocolizada.

Es así, como se llegó a establecer que se podía ejercer carga inmediata sobre los implantes, con resultados iguales o mejores, usando prótesis adecuadamente diseñadas (2, 3, 4, 5). Dicha modalidad aplica cargas sobre los implantes desde las primeras horas, presentando diversas ventajas en relación

con el protocolo tradicional, que la hacen una opción muy atractiva a la hora de elegir una terapia con implantes oseointegrados.

Dentro de los requerimientos básicos para la aplicación de la carga inmediata se encuentra la estabilidad inicial de los implantes (6, 7, 8) y la disminución al mínimo de los micro-movimientos. Para lograr dicha condición es que se requiere una ferulización provisional rígida inmediata (2, 4, 6, 8), la cual, habitualmente se obtiene mediante la utilización de prótesis provisionales acrílicas fijas, previamente confeccionadas y adaptadas en el acto quirúrgico (3, 4). El problema que han mostrado estas prótesis es que sufren problemas de fracturas, las que complican la ferulización que se había logrado y, como consecuencia final, la falla de la oseointegración (9, 10). Es por esto que resulta interesante determinar que tipo de material sería el más indicado para la realización de estas prótesis provisionales con el fin de entregar una restauración más predecible en cuanto a su comportamiento mecánico, ya que se sabe que las propiedades físicas de resistencia, densidad y dureza pueden predecir la longevidad de rehabilitaciones provisionales (11), siendo la resistencia a la flexión una de las mas importantes.

En este trabajo de investigación se busca evaluar la resistencia a la flexión de dos técnicas usadas para mantener la ferulización rígida de los

implantes cargados inmediatamente, con el fin de determinar si son útiles al proceso de oseointegración.

Aspectos Teóricos

1.- Implantes

El implante dental es un material aloplástico, aplicado quirúrgicamente sobre un reborde alveolar desdentado para servir como base de un dispositivo protésico.

Estos elementos se pueden clasificar de varias formas, una de estas es según su posición. Así, según el criterio de su posición, se pueden dividir en tres subtipos: implantes subperióstios (sobre el hueso), implantes transóseos (a través del hueso) e implantes endoóseos (dentro del hueso). Existe un cuarto tipo llamado implante yuxtaóseo (al lado del hueso) no muy utilizado, considerado un implante en proceso de investigación.

Los implantes más estudiados y utilizados son los endoóseos que se colocan sobre el reborde alveolar a través de una incisión mucoperiosteal. Dicha solución se puede emplear en la mayoría de los casos, basado en su amplio éxito clínico en el logro de la osteointegración.

1.1.- Oseointegración

El concepto de oseointegración se basa en una investigación que comenzó a realizarse en 1952, a partir de estudios microscópicos de la médula

ósea del peroné del conejo (1). En esos estudios se observaba la consolidación de una fractura ósea a través de una cámara cubierta con Titanio (Ti) puro insertada en la médula peroneal, que permitía ver la zona de transición entre el hueso original y el hueso formado durante el proceso de reparación. Debido a que las cámaras ópticas no podían ser retiradas al finalizar el trabajo de experimentación, ya que estaban completamente incorporadas al hueso, se planteó un nuevo estudio, en el que se empleaba este metal como componente de placas de osteosíntesis en la reducción y fijación de fracturas de huesos largos. A la luz de los resultados, se procedió a la aplicación dental, utilizando diferentes diseños de implantes de Ti de morfología radicular que se colocaron en mandíbulas de perros, comprobando que dichos implantes eran capaces de soportar una estructura protética dental (1).

Otro término utilizado para definir este hecho biológico es el de “anquilosis”, aunque desde el punto de vista anatomopatológico, no se trataría de una anquilosis verdadera, dado que no existe fusión del biomaterial que compone el implante con el hueso y, en consecuencia, sería mucho más adecuado utilizar un término descriptivo de oseointegración, el de “contacto óseo directo”(12).

Brånemark y cols. (1), refiriéndose concretamente a la osteointegración de los implantes dentales, puntualizan más aún esta definición. Oseointegración

corresponde a: “La unión estructural y funcional entre hueso vivo y organizado con la superficie de un implante sometido a carga funcional, visto por microscopio óptico” (1). Es pues, un fenómeno que depende de las capacidades de cicatrización, reparación y remodelado de los tejidos.

Este fenómeno biológico puede observarse no sólo con el Titanio, sino también con diferentes tipos de materiales, entre ellos, las cerámicas y los metales (12).

1.1.1.- Mecanismo de la oseointegración.

Según Davies (13), existen tres fenómenos biológicos que confluyen en el proceso de la osteointegración o secuencia de curación ósea alrededor de un implante:

1. Osteoconducción.
2. Formación ósea “de novo”.
3. Remodelado óseo.

Una vez efectuado el lecho y colocado el implante, debe considerarse que existe un defecto periimplantario de 1 milímetros (mm) a su alrededor, en la interfase hueso-implante, el cual estará ocupado por sangre y partículas de hueso fresco, hueso necrótico, hueso viejo y tejido conectivo (13). Además, en esta interfase encontramos otras sustancias producto de la respuesta

inflamatoria aguda, que provocan la emisión y activación de las citoquinas y los factores de crecimiento que influirán sobre la cicatrización inicial.

A partir de ese momento, se desencadenarán los procesos biológicos que permitirán la osteogénesis o formación de nuevo hueso hasta que éste cubra la superficie del material implantado. Estos procesos biológicos se denominan osteogénesis a distancia y osteogénesis de contacto (13).

La osteogénesis a distancia ocurre en la superficie ósea del lecho periimplantario. Es un proceso parecido al crecimiento por aposición, como en el caso de la reparación de una fractura, gracias a que las superficies óseas aportan células pluripotenciales indiferenciadas que se diferenciarán en células osteogénicas (osteoblastos) y que, a su vez, secretarán matriz extracelular y factores reguladores locales. Conforme la osteogénesis avanza, se llegará a establecer el contacto de las células indiferenciadas potencialmente osteogénicas y la matriz extracelular con la superficie del implante quedando finalmente rodeada por hueso.

En la siguiente etapa, la fase de osteogénesis de contacto, la formación ósea se produce desde la superficie del implante. Esta superficie debe ser colonizada por las células osteogénicas antes que formen matriz extracelular, puesto que, a partir de ese momento, ya no podrán desplazarse.

El desplazamiento de las células a lo largo de la superficie implantaria se denomina osteoconducción. Inicialmente, el coágulo formado en el lecho implantario será reemplazado por tejido conectivo y células osteogénicas. En este momento, el tipo de superficie del implante juega un papel de gran relevancia. Las superficies rugosas tienen mayor capacidad para retener mecánicamente la malla de fibrina del coágulo y, cuando se produce su retracción, las fibras que lo componen tienen un anclaje de más calidad y más amplio para retenerlas que en el caso de las superficies lisas, con lo que se consigue una matriz arquitectónica más sólida que permitirá posteriormente la migración de las células osteogénicas que deben alcanzar la superficie. Además, las superficies rugosas también aportan una mayor área de contacto. A continuación, la calcificación de la matriz extracelular dará lugar a la formación de hueso nuevo.

Inicialmente, la secreción de los osteoblastos (células osteogénicas diferenciadas) no contiene colágeno y se han podido identificar dos proteínas no colagénicas, la osteopontina y la sialoproteína ósea, según Davies (13), y algunas proteínas del suero, entre ellas la fibronectina y vitronectina. (14). Estas proteínas tienen los aminoácidos arginina-glicina-ácido aspártico-serina (RGDS), que son un dominio peptídico de adhesión, que se une a las secuencias que permiten la conexión de las células mesenquimales

indiferenciadas. En ausencia de proteínas de adhesión, la adhesión de los osteoblastos a la superficie de un material es nula o muy escasa. Las proteínas que contienen este dominio peptídico son reconocidas por las integrinas de las células, a las que se adhieren fuertemente (15, 16, 17).

Algunos tipos de superficies implantarias, especialmente si son porosas y capaces de absorber la humedad, estimulan la adsorción de las proteínas que contienen este dominio, por lo que estimulan de mejor forma la osteointegración. Por ello, también se les denomina superficies bioactivas (16, 18).

Se ha podido comprobar que entre el implante y el tejido óseo existe una interfase de material amorfo, no entrando, en realidad, en contacto directo el hueso con el titanio; se trata de una capa de sustancia amorfa electrón densa parcialmente mineralizada que posee un espesor de 20-40 nanómetros (nm) (19). En esta interfase existe también una capa de fibras colágenas, que parten del hueso, de un grosor de 100 a 500 nm. Mediante el análisis de la sustancia amorfa se ha determinado su composición, de manera que se sabe que está constituida por proteoglicanos y glucosaminoglicanos, según diversos autores (16, 18, 20, 21, 22).

La fase de remodelado óseo es especialmente importante para la estabilidad del implante a largo plazo, ya que se ha demostrado que el hueso cortical sufre una lesión de aproximadamente 1 mm como consecuencia de la

preparación quirúrgica del lecho del implante, según Brunski (23). A través del remodelado óseo que ocurre en el largo periodo de curación, se transforma el hueso laminar, organizado y mineralizado, que se encontraba en el lecho quirúrgico, en un hueso menos mineralizado y desorganizado que corresponde al tejido que permite la estabilidad inicial del implante (24). Bianchi (20) distingue tres fases en el proceso biológico del remodelado óseo periimplantario: resorción, inversión y aposición. Se trataría de una secuencia de eventos, que se inicia al soportar el implante una carga que se transmite al hueso que lo rodea. En este momento, se inicia la resorción ósea por los osteoclastos, cuando la carga llega a un valor determinado, los osteocitos se activan, y estos a su vez, activan el proceso de inversión, bloqueando la acción de los osteoclastos y, como consecuencia, iniciándose un proceso de diferenciación de los osteoblastos y, por lo tanto, de formación ósea y posteriormente de aposición ósea que se interrumpe cuando finaliza la carga.

1.1.2.- Requisitos para la obtención de oseointegración.

Como resultado de investigaciones posteriores, Albrektsson y col, en 1981, nombran los principales factores a controlar para la obtención de la oseointegración:

- Bio-compatibilidad del material
- Diseño macroestructural y dimensional
- Condiciones de superficie
- Estado local del hueso receptor
- Técnica quirúrgica de implantación
- Condiciones de carga aplicadas

Posteriormente, en el año 1986, se determinaron los criterios de éxito para la correcta obtención de la oseointegración:

- Inmovilidad clínica de cada implante individualmente
- Ausencia de evidencia de cualquier radiolucidez peri-implantar
- Pérdida ósea vertical menor a 0.2 mm anual, luego del primer año
- Ausencia de signos o síntomas persistentes/irreversibles de dolor, infección, neuropatía, parestesia, o violación del canal mandibular
- Mínimo de 85% de éxito en 5 años y 80% de éxito en 10 años

Durante el tiempo de reparación ósea los implantes pueden estar sujetos a diferentes grados de carga masticatoria, como uno de los elementos primordiales para el manejo y el logro de la oseointegración.

1.2.- Posibilidades de carga de implantes

Existe una variedad de términos al momento de referirse al esfuerzo a que es sometido el implante durante su función intraoral. Todos los protocolos utilizan alguna de las modalidades, según las características y la posibilidad de aplicar dicha terapia en el paciente. A continuación se explican brevemente los conceptos más utilizados (25):

Carga Diferida: Son los que habitualmente no reciben carga masticatoria durante el período de cicatrización, como son los que se colocan entre dientes naturales. Lo mismo puede ocurrir con aquellos implantes que se colocan en tramos desdentados de gran dimensión vertical y sin utilizar prótesis provisional, o cuando la prótesis provisional es dentosoportada en pilares cercanos.

Carga no funcional: reciben una carga inferior a la que se considera normal para ese determinado individuo; bien por su localización, o por ser provisto de una prótesis transitoria en infraoclusión.

Carga funcional: cuando se reciben fuerzas con prótesis en contacto oclusal completo y que transmiten directamente sobre el implante.

1.3.- Momentos de Carga de implantes.

En cuanto a los tiempos en que se ejercen dichas fuerzas, no existe una definición común, lo que causa una considerable confusión.

En la literatura se sugieren varios momentos: inmediata, cuando se produce dentro de las 48 horas siguientes a la inserción del implante; temprana, cuando ocurre durante las dos primeras semanas tras la inserción de los implantes, cuando la reabsorción ósea todavía no se ha manifestado; y retrasada, cuando la carga funcional se aplica tras las dos primeras semanas de la colocación de los implantes, antes de completar la aposición ósea perimplantaria (1).

Los plazos más utilizados y que se consideran en este trabajo son (26):

Carga tardía: Los implantes son sometidos a carga después de tres meses en la mandíbula y seis meses en el maxilar, como mínimo. Este lapso temporal refleja el requerimiento necesario para permitir la osteogénesis y la remodelación del hueso entretejido (woven bone), para formar hueso laminar capaz de soportar cargas, siguiendo las recomendaciones originales de Brånemark y col. (1).

Carga temprana: Los implantes son sometidos a carga en cualquier momento desde el segundo día hasta tres meses después en la mandíbula y hasta los seis meses en el maxilar, antes de que se haya producido la oseointegración y

después del comienzo de la osteogénesis, dado que ésta se incrementa por estimulación mecánica.

Carga inmediata: los implantes son sometidos a carga el mismo día de su colocación, utilizando un abordaje quirúrgico único que permite minimizar la formación de un entramado óseo y estimulando la maduración del hueso laminar, el cual soportará de mejor forma la carga oclusal.

1.4.- Protocolo Tradicional en dos etapas.

El gran aporte de Brånemark y col., del año 1977, fue brindar una investigación de 10 años con implantes oseointegrados endoseos, sumergidos perimucosos roscados tipo tornillo, con todo un sistema detallado de rehabilitación que abrió toda una nueva gama de posibilidades, tanto a desdentados totales como parciales.

Los autores presentaron un protocolo de instalación de implantes en dos fases quirúrgicas, en donde el paciente desdentado recibe sus implantes en una primera etapa, debiendo sacrificar obligatoriamente 10-15 días sin dentadura y esperar un período de 3 a 6 meses de cicatrización intraósea libre de cargas funcionales (1). Durante todo ese periodo los implantes permanecen cubiertos por mucosa, sin la recepción de cargas funcionales, y los pacientes deben esperar una segunda fase de tratamiento usando su antigua prótesis removible

rebasada con acondicionador de tejidos (ADT), basándose en la experiencia clínica, más que en el conocimiento de los principios biológicos. La razón de la espera era que el micromovimiento de los implantes impuesto por su carga funcional puede inducir a la formación de tejido conectivo fibroso (fibro-oseointegración) (2,9) en lugar de hueso con una encapsulación fibrosa del mismo, lo que no es predecible en el tiempo, dando lugar a un fracaso clínico. Además, se busca el recubrimiento de los implantes con tejido blando para prevenir la infección y la invasión de la interfase hueso-implante por tejido epitelial (27). En la segunda intervención, se exponen al medio bucal los implantes y se conectan con estructuras ubicadas sobre ellos para la cicatrización periodontal. Sin embargo, este protocolo exhibe algunos inconvenientes:

- El paciente debe evitar el uso de prótesis durante aproximadamente dos semanas tras la cirugía, para no interferir con la cicatrización de los tejidos blandos.
- El evento es psicológicamente traumático para muchos pacientes (6).
- Durante la fase de cicatrización existe una notable limitación funcional debida a una mala adaptación y movilidad de la prótesis transitoria removible
- Se requiere una cirugía adicional, en una segunda fase.

Considerando lo anterior, comenzaron a desarrollarse múltiples trabajos e investigaciones científica que permitieron la evolución de los diseños de implantes y configuración de superficie, modificación de técnicas quirúrgicas, nuevas modalidades protésicas y mejoras en el diagnóstico y en las herramientas de guía quirúrgica que simplificaron la rehabilitación funcional de los implantes dentales y mejoraron sus tasas de éxito (27).

Otro punto de investigación importante ha sido el análisis de la estabilidad de los implantes para el logro y la mantención de la oseointegración (6, 28, 29).

Según la literatura, los implantes pueden ser cargados inmediata o tempranamente, siempre y cuando los movimientos sobre 100 micrometros (μm) puedan ser evitados durante la fase reparativa (28, 30, 31). Otros autores han mostrado que los movimientos menores a 28 μm no presentan el efecto adverso sobre la oseointegración, mientras movimientos mayores a 150 μm provocarían la proliferación de tejido conectivo fibroso (2, 9, 23). Se ha llegado al consenso que existe un umbral de movimiento, entre los 50 y 150 μm , que sería aceptable y compatible con la integración de los implantes (23).

1.5.- Implantes de Carga inmediata

Estudios sobre carga inmediata han sido reportados desde el comienzo de la década de 1990 y cada vez son más comunes. A pesar del alto número de investigaciones respecto al tema, resulta complicado su análisis global, debido a la gran variedad de condiciones orales y sistemas de implantes usados desde los unitarios hasta los de arcada completa, y la gran cantidad de sistemas y materiales para conectar las estructuras, etc. (32).

Esta modalidad de carga presenta algunas ventajas en relación con la diferida (6, 33, 34):

1. Incremento de la función masticatoria.
2. Reducción de las cargas transmitidas a los implantes a través de la mucosa que los cubre.
3. Mejor tolerancia psicológica al tratamiento.
4. Acortamiento de la duración del mismo

Una carga inmediata puede ser ventajosa para la reparación en áreas fracturadas, aumentando significativamente la formación de vasos sanguíneos y una remodelación activa de la zona fracturada (6, 28).

Esta modalidad de carga resulta muy atractivo para el paciente, aflorando interés en acortar el tiempo de espera entre la instalación de los implantes y la carga funcional de la prótesis (27).

Es en este tipo de carga, donde la estabilidad inicial de dichos dispositivos adquiere suma importancia (6, 7, 8, 23).

Es preciso aclarar que, sea cual fuere el momento de carga de los implantes, la diferencia entre los diversos protocolos se refiere únicamente a la fase inicial del tratamiento, ya que, como afirman Ganeles y cols. (3), una vez que los implantes se han oseointegrado, no hay diferencia en la predictibilidad a largo plazo entre los distintos protocolos.

Múltiples indicaciones para la carga inmediata han sido discutidas y estudiadas. Ellas varían desde mandíbulas y maxilares edéntulos, hasta la reposición de dientes individuales en alvéolos post-exodoncia (23).

Actualmente, existe evidencia que apoya el protocolo de carga inmediata con prótesis fijas y sobredentaduras retenidas por una barra conectada rígidamente a 4 implantes ubicados en la zona inter-foraminal de la mandíbula, lo que evidencia valores de éxito similares al protocolo de carga retrasada (27, 35, 36). Los valores de éxito para la terapia antes descrita, con sobredentaduras implanto-retenidas y de prótesis fijas de arco completo, son respectivamente 96.4–100% y 85–100%. Desafortunadamente, los valores de

nivel óseo normalmente son omitidos o reportados en una forma inconsistente (34).

Para el resto de los casos posibles, existen pocos estudios que evalúen el éxito de la carga inmediata (36). En el maxilar superior edéntulo, los resultados preliminares de 87.5–100% resultan promisorios (34). En casos de desdentados parciales, incluyendo reemplazo de dientes unitarios, las tasas son similares (82–100 %) (11, 34) Sin embargo, se requiere mayor investigación y experimentos a largo plazo para poder consolidar y apoyar adecuadamente protocolos para cada caso clínico.

1.5.1.- Origen de la Carga inmediata

Como antecedente de la carga inmediata en implantes dentales encontramos la fijación interna estable de las fracturas óseas determinada por el cirujano belga Roberts Danis, quien estableció principios básicos en 1942, los cuales tras años de investigación y aplicación pasarían a establecer cuatro condiciones básicas de reparación de fracturas (6):

- i) Reducción anatómica de los fragmentos óseos desplazados tras la fractura.
- ii) Fijación estable de los mismos.

- iii) Preservación del aporte sanguíneo mediante una técnica quirúrgica atraumática.
- iv) Movilización precoz, activa e indolora (6).

Desde entonces, se ha ido generando un cuerpo de conocimiento creciente, que muestra cómo los huesos fracturados pueden ser cargados inmediatamente después de la cirugía, siempre que se consiga una fijación interna estable del foco de fractura (28). De hecho, la carga precoz de una fractura puede ser ventajosa, ya que ayuda a la cicatrización de las áreas fracturadas, dado que, en condiciones de carga, se incrementan la angiogénesis y la remodelación activa de los focos de fractura. Sin embargo, cuando las condiciones no son las adecuadas, es preciso demorar la carga funcional del hueso fracturado (6).

1.5.2.- Requisitos para la utilización de implantes de carga inmediata.

Para la realización de este tipo de implantes, diversos autores concluyen que el criterio para usar los implantes cargados inmediatamente debe ser (37, 38):

1. La calidad del hueso.
2. El diseño del implante (tornillo).
3. La superficie del implante.

4. La estabilidad inicial del implante.
5. La distribución óptima del número de implantes.
6. Técnica quirúrgica y protésica precisas.
7. Una ferulización provisional rígida inmediata (2, 4, 6, 8).

Los puntos anteriores pueden abordarse clínicamente con el control de los siguientes aspectos:

Estabilidad primaria

Se ha determinado que es necesaria una alta estabilidad inicial para la carga inmediata de implantes (36). Múltiples variantes pueden mejorar dichos valores variando ciertos elementos dentro de los protocolos. La modificación de la perforación ósea del lecho quirúrgico combinado con compactación usando osteótomos puede ser un mecanismo (23). Las distintas variantes del diseño de los implantes hacen otra contribución importante para la estabilidad inicial durante la cirugía de instalación. Un apropiado diseño roscado tiene una mayor retención y puede contribuir a un pronóstico clínico mejor y a mayor largo plazo que formas cilíndricas (24). Más aún, la microestructura de superficie del implante (microretenciones) puede mejorar significativamente la estabilidad primaria. Superficies rugosas demuestran una mayor adhesión de osteoblastos y aceleran la integración del implante que las superficies lisas (24). En general,

al aplicar carga inmediata es recomendado usar implantes roscados con superficies rugosas y forma de tornillo.

La estabilidad lograda en un comienzo durante la instalación va en directa relación con el porcentaje de contacto logrado entre hueso e implante (28).

Algunos autores han relacionado el torque aplicado durante la instalación de implantes como medida de la estabilidad del mismo y, arbitrariamente, determinado valores entre 32, 35, 40 Newton/centímetro (N/cm) y más, como óptimos para la carga inmediata. Sin embargo, se han observado bajo ciertas condiciones valores de 15 N/cm de inserción de torque que han permitido la carga inmediata (23).

Hasta el momento, no se han reportado estudios controlados que hayan comparado los resultados de los distintos niveles de estabilidad obtenidos con la tasa de sobrevida de los implantes (23). Nuevamente, se aprecian aspectos en los cuales aún queda mucho por investigar y desarrollar.

Se ha establecido que situaciones en donde se aplica carga inmediata por medio de múltiples implantes, estos debieran ser ferulizados rígidamente a través de una supraestructura (prótesis temporal), las cuales normalmente son reforzadas para optimizar su efecto estabilizador. Sin embargo, se ha demostrado casos en donde se han logrado valores de éxito altos con

supraestructuras libres de refuerzo (39). Nuevamente, no existe certeza que la hipótesis que las supraestructuras sostenidas por implantes con carga inmediata deban ser reforzadas con metal (23). Es así como, son aceptadas ambas posibilidades de prótesis de acrílico puro o con refuerzo metálico para las conexión de los implantes (36).

Una ferulización rígida no es posible para implantes unitarios, por lo tanto, las restauraciones inmediatas deben carecer de contacto oclusal o poseer uno muy reducido. Sin embargo, al igual que lo anterior no existe un procedimiento de rutina recomendado universalmente para dicha terapia (23, 36).

Calidad ósea

La calidad del hueso presente en la zona receptora del implante corresponde a otro parámetro importante para el éxito a largo plazo de la terapia (23). Las principales fallas para sistemas que aplican el protocolo de dos etapas y los de carga inmediata han sido implantes ubicados en áreas con hueso de baja calidad, como por ejemplo, zonas posteriores maxilares. Normalmente, se recomienda la ubicación en zonas de buena calidad como la sinfisiaria (28), en donde se ha demostrado por medio de controles randomizados, valores de éxito similares a la técnica convencional.

Reducción del micromovimiento

El micromovimiento es el desplazamiento de la superficie implantaria contra el tejido óseo periférico durante su carga funcional (40). Una suficiente inmovilización inmediatamente después de la cirugía es otro requerimiento del protocolo de carga inmediata. Para ello, los implantes deben ser ferulizados rígidamente el mismo día de la cirugía con estructuras perfectamente adaptadas a los pilares implantarios, con prótesis fijas temporales. Se han descrito otros tipos de elementos para realizar esta reducción de micromovimiento, como por ejemplo, placas metálicas atornilladas (5, 9, 28), barras metálicas preformadas que se ferulizan en boca y se sueldan posteriormente, etc. (41, 42).

Una carga interactiva que involucre ciclos de compresión y tensión es uno de los requisitos para la reparación. Sin embargo, la carga continua debe ser evitada, por lo tanto, la excesiva fuerza durante la masticación debe ser reducida, indicando al paciente una dieta blanda durante las primeras 4 a 6 semanas (28).

1.5.3.- Métodos para la realización de carga inmediata.

Brånemark Novum system ®

El concepto Brånemark Novum® (Nobel Biocare®) es un importante paso en el desarrollo de la implantología para el tratamiento de mandíbulas edéntulas (43). Desde la introducción de la oseointegración a la práctica clínica, han existido numerosos avances y modificaciones en el procedimiento clásico, incluyendo: implantes posicionados en el lecho de una exodoncia, uso de variados tipos de injertos y terapias con membranas, que han facilitado la utilización de nuevas terapias, incluyendo la de implantes con carga inmediata (44, 45).

Este sistema de implantes sirve para reconstruir, en un día, la dentición mandibular perdida en su totalidad. Consiste en el posicionamiento de tres implantes que se encuentran ubicados a la misma altura y paralelos entre sí, siendo lo más importante, iguales para todos los pacientes ya que se posicionan mediante una guía quirúrgica estándar que provee el sistema.

Cuando estos implantes se encuentran posicionados, una barra inferior prefabricada es colocada en los implantes, para luego poner sobre esta una barra superior, con la cual se tomarán las relaciones cráneo-mandibulares (ya que la dimensión vertical oclusal. y montaje de modelo superior se deben realizar previo a la cirugía), para que después se realice la prueba en cera y se

envíe a terminar la prótesis (46) (Figura 1), por lo cual debe existir una buena coordinación entre cirujano, protesista y laboratorio, para tener la prótesis preparada el mismo día de la intervención.

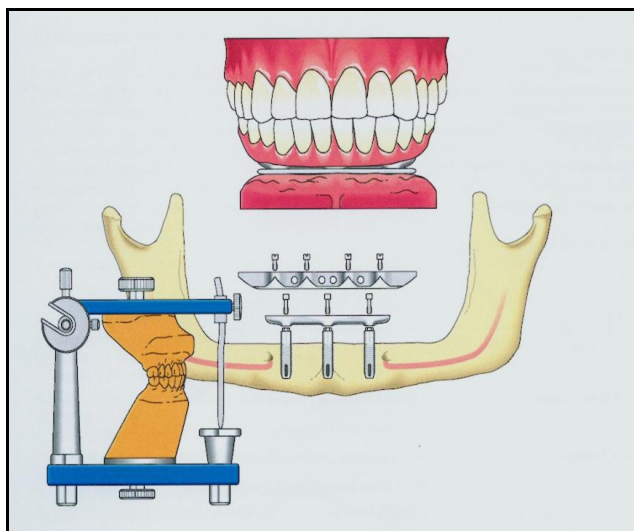


Fig. 1: Esquema de posicionamiento de las barras y la prótesis del Brånemark Novum system ®.

El primer estudio publicado sobre la técnica Novum® fue realizado por el profesor Brånemark y cols. (1). Durante un período de 3 años trataron 50 pacientes a los que se colocaron 150 implantes. El porcentaje de éxito que citan fue del 98%. Actualmente, se han realizado variados estudios que han llegado a niveles muy similares de éxito a los trabajos nombrados con anterioridad. (46, 47, 48). Debido a los resultados obtenidos en los diversos estudios, se puede concluir que la técnica NOVUM® es una técnica que ofrece unos resultados

predecibles en el tratamiento del desdentado total inferior, empleando implantes de carga inmediata y una prótesis fija y permanente (1).

All-on-four®

La técnica all-on-four® (all-on-4), desarrollada por el Dr. Paulo Maló (39, 49), es un sistema que permite la rehabilitación total fija con implantes del maxilar superior y/o inferior en el paciente desdentado total o en aquél abocado en breve al edentulismo total.

Este procedimiento permite proveer al paciente de dientes fijos de inmediato, con lo que se evita períodos de transición con prótesis provisionales removibles. Su nombre procede de la utilización de solo, 4 implantes por maxilar, aunque pueden ser necesarios 5 ó 6 en ciertos casos del maxilar superior (Figura 2).

Uno de los puntos más atractivos de la técnica es que se puede aplicar en un alto porcentaje de casos (los implantes inferiores serán interforaminales y en ese sector casi siempre es posible su inserción incluso en situaciones de reabsorción extrema) con tasas de éxito superiores al 95% (39, 49).

Además, se trata de una intervención sencilla en la que recoloca un menor número de implantes de lo habitual, con lo que se facilita la higiene y, además, se abaratan los costos (49).

La técnica requiere una estrecha colaboración y coordinación con el laboratorio, para que en unas pocas horas, el paciente salga de la clínica con las fijaciones insertadas y la prótesis fija implantosoportada instalada.

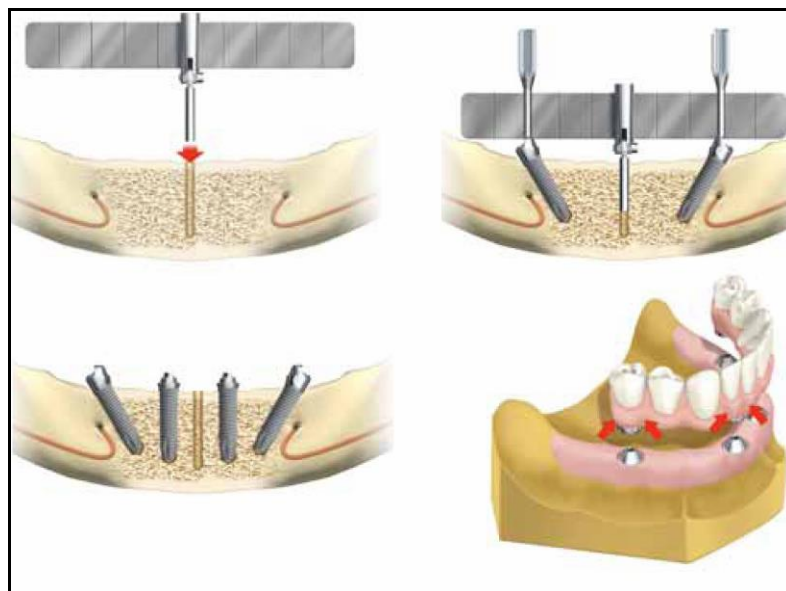


Fig. 2: Esquema de posicionamiento de implantes en mandíbula.

2.- Plásticos más utilizados como bases protésicas

Dentro de los materiales utilizados para confección de bases protésicas se encuentran los plásticos, o como también llamados polímeros. (51,52). Dentro de estos, se usan, y han usado, una gran variedad, tales como los polímeros acrílicos, los polímeros vinílicos, los poliestirenos y las resinas

epóxicas. Por ser las resinas acrílicas las más utilizadas en la realización de prótesis será el tipo que se analizará en este trabajo.

2.1.- Polímeros acrílicos.

Constituyen los polímeros más importantes en la construcción de las bases protéticas, representando en la actualidad alrededor del 95% de las bases construidas y, como pueden tener diferentes características y son muy versátiles, el uso que se le ha dado en odontología es muy variado, destacando además de bases protéticas, la fabricación de dientes para prótesis, confección de prótesis maxilofaciales, prótesis fija unitaria y plural provisorias, realización de cubetas para toma de impresión, etc. (51, 52).

Este tipo de polímero es derivado del etileno y contiene un grupo vinilo en su fórmula estructural. Hay, por lo menos, dos series de resinas acrílicas de interés odontológico. Una de ellas se deriva del ácido acrílico ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$), y la otra, del ácido metacrílico ($\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$).

Aunque estos poliácidos son duros y transparentes, su polaridad se relaciona con el grupo carboxilo y les permite absorber agua, lo que separa las cadenas y favorece su ablandamiento general y pérdida de resistencia. Es por tal motivo que estos poliácidos no sean utilizados como tales en el campo odontológico, sino los poliésteres derivados de los mismos, los cuales tienen un

considerable interés dental. Como estos ácidos poseen radicales que pueden formar enlaces, es evidente que existe la posibilidad de formación de miles de resinas acrílicas diferentes. Además, se agregan las posibilidades de copolimerización, con lo que la multiplicidad se ve aumentada. Por tanto, de entre todas ellas, este trabajo se ha centrado en el polímero más importante en la confección de bases protésicas, el polimetacrilato de metilo (53).

2.1.1.- Metacrilato de metilo

El polimetacrilato de metilo no se utiliza en odontología para procedimiento de moldeado. En cambio, el monómero líquido de metacrilato de metilo se mezcla con el polímero en forma de polvo, disolviéndose, el segundo, de manera gradual y parcial en el primero y formándose una masa plástica. Por lo tanto, lo que tiene gran importancia en odontología es el monómero metacrilato de metilo.

El metacrilato de metilo es un líquido transparente y claro a temperatura ambiente, que se obtiene mediante el calentamiento de la cianhidrina de acetona con ácido sulfúrico, a fin de obtener el sulfato de metacrilamida, el cual se hace reaccionar con agua y metanol, para formar el metacrilato de metilo. Este material presenta las siguientes propiedades físicas (53):

- 1.- Punto de fusión de menos -48° C.
- 2.- Punto de ebullición de $100,8^{\circ}$ C.
- 3.- Densidad de 0,945 gramos por ml, a 20° C.
- 4.- Calor de polimerización de 12,9 kilocalorías por mol.
- 5.- Presión elevada de vapor.
- 6.- Solvente orgánico excelente.

Con gran frecuencia se añade al metacrilato de metilo un agente de cadenas cruzadas, tipo dimetacrilato de glicol, en cantidades que oscilan entre el 1 y el 2%. La función de este producto químico es establecer uniones cruzadas con otros grupos, por lo menos en dos direcciones del espacio.

2.1.2.- Etapas de la polimerización.

Aunque su polimerización se activa con luz visible, ultravioleta ó calor, se suele utilizar un iniciador químico que es el peróxido de benzoilo el cual genera los radicales libres para la primera etapa o de iniciación (51, 52, 53).

La activación se puede dar por reacción química (los activadores químicos más utilizados son la dimetil-ptoluidina, así como diversos ácidos sulfúricos y sus derivados) constituyendo los polímeros de curado en frío o autopolimerizables (51, 52, 53).

Otra forma de activación es mediante el aporte de calor, necesitándose alrededor de 60° C para iniciar el proceso de polimerización, alcanzándose una razonable velocidad en la reacción a los 75° C. Estas macromoléculas se denominan termopolimerizables (51, 52, 53).

Por lo general, al monómero de metacrilato de metilo puro se le añade una pequeña cantidad de inhibidor al 0.006% ó menos que ayuda a inhibir la polimerización durante su almacenamiento. Generalmente, se trata de la hidroquinona, la cual da estabilidad inhibiendo las posibilidades de colisión entre moléculas de dimetacrilato de metilo y los pocos radicales libres que

La segunda etapa de la polimerización es conocida como periodo de propagación, donde se produce la reacción entre la molécula recién activada y existen (51) otro monómero de metacrilato de metilo, formándose de esta forma una cadena de polímero de metacrilato de metilo. La polimerización continúa mientras existan radicales libres o cadenas que no hayan terminado su proceso. Sin embargo, a medida que las cadenas poliméricas se alargan, la probabilidad de colisión disminuye y el proceso de polimerización se hace bastante lento.

Llega un momento en que la longitud de la cadena polimérica es tal, que la difusión de las sustancias activas se hace muy difícil, siendo posible que la reacción de polimerización se detenga antes de completarse, dejando una

cantidad variable de monómero en estado libre. La presencia de este monómero residual puede variar entre el 0,2 y el 0,5% del monómero original, teniendo un efecto significativo sobre las propiedades del polímero, puesto que a mayor cantidad de monómero residual, existe una menor formación de cadenas del polímero.

La tercera fase de la polimerización se conoce como periodo de terminación, en el cual el acrílico ya está en estado sólido.

Como se señaló previamente, según sea la activación de las resinas acrílicas, se pueden agrupar en diferentes tipos (53).

2.1.3- Acrílicos termopolimerizables.

Este tipo de polímeros entran dentro del tipo I de las normas ISO, y dependiendo de cual sea su forma de manufactura serán de clase 1 ó 2.

En la clase 1, se tiene la presentación polvo, líquido, en la que el polvo es el material pre-polimerizado y el líquido es el monómero ó metacrilato de metilo. De esta forma, el monómero se adiciona al prepolímero produciendo el aglutinamiento del mismo y obteniéndose la forma polimerizada que servirá de base protética.

La mezcla se hará inmediatamente antes de su colocación en su cámara de moldeo. El hecho que el polvo venga pre-polimerizado reporta dos ventajas principales respecto a mezclar sin pre-polimerizar:

1. Acortamiento del tiempo de trabajo.
2. Menor contracción de polimerización.

El pre-polímero está compuesto de pequeñas partículas esféricas, cuyo tamaño está comprendido entre 50 y 250 micras.

En la clase 2; el monómero y el polímero han sido mezclados previamente por el fabricante, presentándose en forma de gel, pastilla precurada ó polvo parcialmente curado. Las ventajas de esta forma de presentación es la existencia de una mejor proporción de mezcla que si se realiza de forma manual, así como la disminución de la contracción de polimerización (en las pastillas plásticas, el producto puede estar totalmente polimerizado y por tanto no presentar contracción de polimerización).

2.1.4- Acrílicos autopolimerizables.

Este acrílico está clasificado como tipo II según las normas ISO. Solamente hay una forma de presentación, que es la de polvo-líquido, existiendo, por tanto, solamente la clase 1.

Como se vio, su activación se realiza mediante un compuesto químico, la dimetil-p-toluidina, en una concentración máxima del 0,75%, la cual activa el peróxido de benzoilo. Así, al poner en contacto el activador, que está en el monómero, con el iniciador, que está en el polímero, se produce la formación de radicales libres, comenzando la etapa de iniciación. Las fases de propagación y terminación, son análogas a los polímeros termocurados.

Poseen una mayor cantidad de monómero libre, puesto que la reacción es exotérmica, pero no se alcanzan temperaturas tan elevadas como cuando se aporta calor exógeno. Esto traerá consigo unas peores propiedades físico-mecánicas, una mayor plasticidad y una solubilidad mayor a las de termocurado.

Por otra parte, la estabilidad de color es inferior a las termopolimerizables, fundamentalmente debido a la oxidación del activador (51, 52).

Una última desventaja es su pobre capacidad de unión con los dientes de acrílico, haciéndose necesario practicar retenciones mecánicas. Como ventajas poseen un tiempo de procesamiento más reducido.

2.1.4.1.- Etapas de Manipulación.

Cuando el monómero y el polímero se mezclan en proporciones apropiadas, se obtiene una masa adecuada para trabajar, la cual irá pasando por diferentes etapas mientras polimeriza.

1. Arenosa: Fase de activación; no existe aún alguna interacción intermolecular, las partículas del polímero permanecen inalteradas y su consistencia es similar a la arena.
2. Filamentosa: En esta fase, el monómero ataca la superficie de las partículas monoméricas. Físicamente el producto se vuelve pegajoso, forma hilos que se adhieren a los materiales.
3. Plástica (o de propagación de la reacción): A nivel molecular se aumenta el número de cadenas poliméricas. Clínicamente, se puede moldear, no se pega. Es la que se aprovecha para llevarla al molde de yeso (tiempo de trabajo útil), el cual, según la norma 12 de la ADA, no puede ser menor a 5 minutos, los cuales variarán según el ambiente en que se trabaje.
4. Gomosa: Consistencia más dura, poco manejable y no se puede dar forma.
5. Endurecimiento total: Fase de polimerización; ya está rígido y fraguado y con la forma que se le dio.

2.1.5.- Acrílicos Fotopolimerizables.

Este material se describe como un compuesto que tiene una matriz de dimetacrilato de uretano, sílice microfino y monómeros de resina de acrílico de alto peso molecular. En estas, una luz actúa como activador y la canforoquinoma que poseen actúa como iniciador de la polimerización (53).

2.1.6.- Resinas acrílicas reforzadas.

Usualmente, en odontología se utilizan materiales acrílicos, ya sean, prótesis, provisorios, etc., con algún tipo de refuerzo el cual aumente su rigidez, con fin de que se comporte mejor en la boca, ya que al resistir mayores cargas masticatorias permite menor cantidad de fracturas de las prótesis provisionales (54). Dentro de estos refuerzos, se encuentran modificaciones químicas insertando co-polímeros, elementos de unión intercadenas más fuertes, inclusión de varias fibras de refuerzo orgánicas e inorgánicas a los materiales ya presentes (11), y el uso de refuerzos mecánicos de otros materiales, tales como alambres metálicos, grafito, fibras de vidrio. (55).

Respecto a la real utilidad de estos refuerzos, la mayor cantidad de estudios son sobre refuerzos con fibra de vidrio (54, 56). Respecto a la utilización de refuerzos metálicos no se encontraron estudios concluyentes sobre si aumentan o no su rigidez.

3.- Alambres de acero inoxidable (57).

Es uno de los alambres utilizados debido a su buena combinación de propiedades, resistencia a la corrosión en el ambiente oral y su costo.

Estudios han mostrado que el módulo de elasticidad de este tipo de alambre es alrededor de 160 a 180 Gpa, lo que lo hace muy flexible.

El uso más común de este tipo de alambre está en relación a la ortodoncia, donde es el material de elección para la realización de aparatos removibles. Otros usos que se le dan a este material son la realización de retenedores para prótesis removibles, y el refuerzo de prótesis fijas plurales provisionales y prótesis acrílicas, tanto parciales como totales, con el fin de aumentar su resistencia frente a cargas oclusales, hecho que no ha sido efectivamente demostrado.

4.- Propiedades mecánicas

La mecánica se ocupa de las fuerzas y del movimiento que estas generan cuando se aplican sobre la materia. Si una fuerza actúa sobre un material, el primer fenómeno que se manifiesta es la aparición de movimiento o la modificación de un movimiento preexistente. Si el cuerpo está inmóvil, aparecerán deformaciones de las partículas materiales. Se consideran propiedades mecánicas el conjunto de comportamientos que exhiben los

materiales sometidos a la acción de diferentes cargas, esfuerzos o fuerzas mecánicas, a las deformaciones producidas y a las repercusiones biológico-clínicas que todo ello puede comportar en el ámbito bucal (51, 53).

Se han descrito muchos métodos para determinar las propiedades mecánicas de los materiales resinosos (58). Dentro de estos, el test de flexión en tres puntos es el más utilizado (58), esto es, porque esta prueba se aproxima más al tipo de resistencia aplicada a la base protética en la boca que otro tipo de ensayos tales como la resistencia fraccional (53).

4.1.- Determinación de la resistencia flexural mediante el test de flexión en tres puntos (59)

Para realizar este tipo de pruebas, lo primero que se debe confeccionar es un dispositivo llamado probeta, el cual es un paralelepípedo de dimensiones definidas del material a estudiar. Esta probeta se posiciona sobre una base que le da apoyo en dos puntos equidistantes del centro. Por otro lado, existe un vástago el cual ejerce una fuerza a una velocidad constante en el centro de la probeta, hasta que esta se fractura (figura 3).

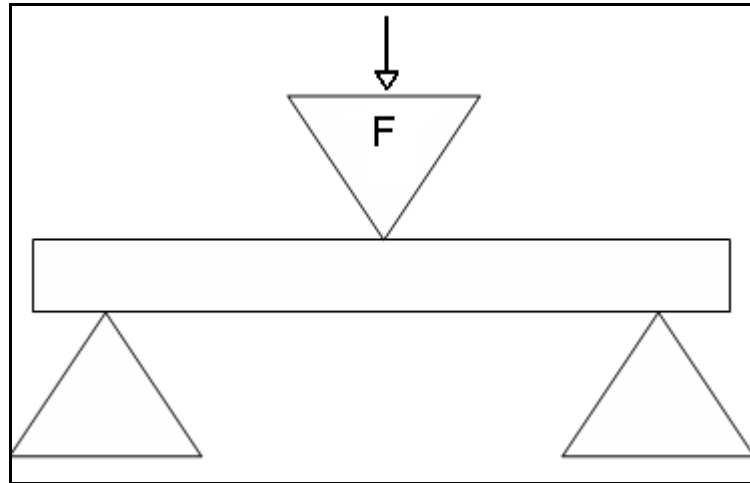


Figura 3. Esquema de prueba de flexión en tres puntos.

La resistencia flexural se calcula luego de obtener la fuerza necesaria para fracturar la probeta, reemplazando los datos en la siguiente fórmula:

$$R_f = \frac{3Pl}{2bd^2}$$

Donde: Rf: Resistencia flexural, en Mpa.

P: Fuerza necesaria para fracturar las probetas, en Newton.

l: Distancia entre los soportes, en mm.

b: Ancho de la muestra, en mm.

d: Espesor de la muestra, en mm.

A la luz de los temas teóricos analizados, y viendo que el problema de fractura que muestran las prótesis, puede complicar la ferulización que se había logrado, y como consecuencia final, la oseointegración (9, 10). Es que resulta interesante determinar que tipo de material sería el más indicado para la realización de estas prótesis provisionales con el fin de entregar una restauración más predecible en cuanto a su comportamiento mecánico, ya que se sabe que las propiedades físicas de resistencia, densidad y dureza pueden predecir la longevidad de rehabilitaciones provisionales (11), siendo una de las mas importantes la resistencia a la flexión.

En este trabajo de investigación se busca evaluar la resistencia a la flexión de 2 técnicas usadas para mantener la ferulización rígida de los implantes cargados inmediatamente, con el fin de determinar si son útiles al proceso de oseointegración.

Hipótesis:

El acrílico reforzado con alambre de acero de media caña presenta mayor resistencia flexural comparado con el acrílico sin refuerzo.

Objetivo General:

Analizar comparativamente la resistencia flexural del acrílico reforzado con alambre de acero de media caña y la del acrílico sin refuerzo.

Objetivos Específicos:

- Determinar la resistencia flexural del acrílico reforzado con alambre de acero de media caña.
- Determinar la resistencia flexural del acrílico sin refuerzo.
- Comparar si existen diferencias significativas entre ambas resistencias flexurales.

Materiales y Métodos

Materiales:

- 15 probetas de acrílico de termopolimerización Cross link Veracril, new Stectic®.
- 15 probetas de acrílico de termopolimerización Cross link Veracril, new Stectic® con refuerzo de alambre de acero de media caña, de 0,8 mm Dentauro®.
- Máquina de ensayos universales Tinius&Olsen, modelo H5K-s del IDIEM de la Universidad de Chile.

Método:

Confección de las probetas

Para la realización de las probetas, lo primero que se realizó fue la confección de un patrón en cera de 55 mm de largo, 15 mm de alto y 10 mm de ancho, al cual se le tomó una impresión con yeso extraduro para crear un negativo de este.

Dentro de este negativo se vació silicona fluida, con el fin de obtener el patrón en silicona. Este vaciado se hizo 5 veces para tener 5 patrones de silicona iguales.

Posterior a esto, en 2 muflas se vació yeso piedra y se posicionaron, en una, 3 moldes y en la otra, dos moldes, antes que fraguara el yeso, para luego de esto, retirar los patrones en silicona (figura 4).



Fig. 4: Muflas con yeso piedra y patrones de silicona.

Para las probetas que sólo serían de acrílico, se preparó acrílico de termocurado Cross link Veracril, New Stectic, color rosado, en proporciones estándar según fabricante (32 gr de polvo por 10 ml de líquido) y se vació en las improntas de la silicona que se encontraban en las muflas y se realizó el ciclo de curado del acrílico, primero elevando la temperatura del agua hasta 60° por 60 minutos y luego 30 minutos a 95°, dejando enfriar a temperatura ambiente. Este proceso se realizó 3 veces para obtener las 15 probetas.

Para la realización de las probetas reforzadas con alambre de acero de media caña de 0,8 mm, se realizó una modificación, con el fin que el alambre quedará en el centro de la probeta. Para esto, luego que en las muflas se posicionaron los patrones de silicona fluida y se obtuvieron las improntas, se hicieron ranuras de 0,5 mm de profundidad en el yeso piedra en los extremos de las improntas (hacia fuera), equidistantes de los límites de la probeta (0,75 mm). En estas ranuras se colocaron los alambres y se vertió el mismo acrílico (figura 5), realizado en las mismas condiciones que el anterior, para luego proceder a enmuflar con las mismas características anteriores. Proceso que también se repitió 3 veces para obtener las 15 probetas con refuerzo. Al sacar las probetas se procedió a cortar el excedente del alambre que había quedado hacia fuera con un disco de carburundum, para dejar terminadas las probetas (figura 6).



Fig. 5: Mufla con ranuras en el yeso piedra y los alambres de media caña en posición.



Fig. 6: Probetas con alambre terminadas

Prueba de flexión en tres puntos

Con cada probeta se realizó una prueba de flexión en tres puntos, para lo que se utilizó una máquina de ensayos universales Tinius&Olsen (figura 7), modelo H5K-S, propiedad del IDIEM de la Universidad de Chile.

Para la realización de esta prueba se posicionó la probeta en una base diseñada especialmente para este tipo de pruebas, propiedad del laboratorio, apoyada sobre el lado que medía 10 mm, y con una separación entre los soportes de 5,3 mm.(figura 8).

Luego del posicionamiento, la máquina ejerció una carga compresiva, a una velocidad de 1 mm/minuto, en el centro de la probeta, a 2,75 cm de cada extremo hasta que esta se fracturó (figura 9).



Fig. 7 Máquina de ensayos universales.

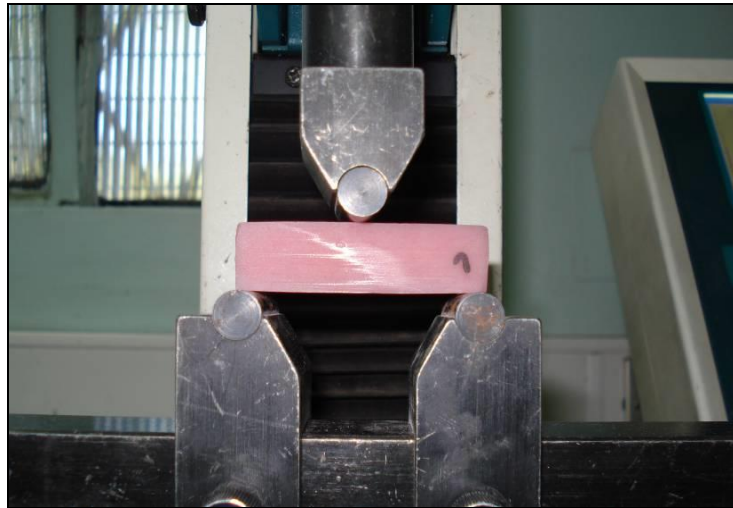


Fig. 8: Probeta posicionada en la base.

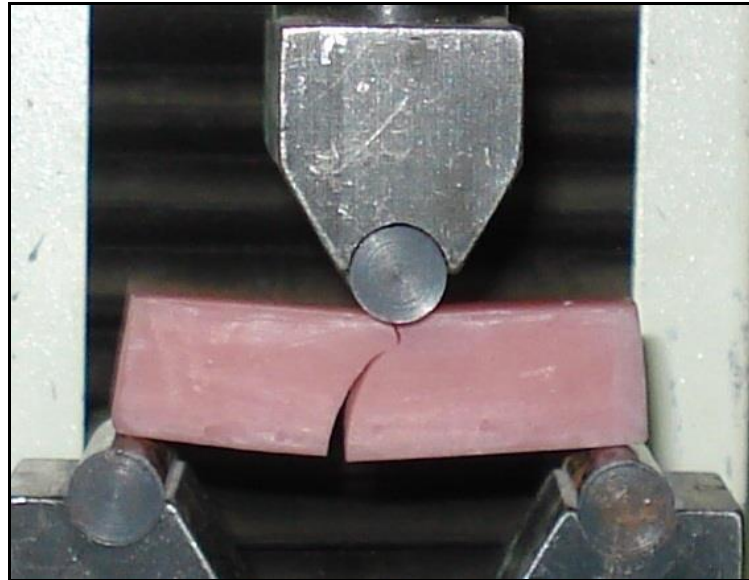


Fig. 9: Probeta fracturada posterior a la prueba.

Cálculo de resistencia flexural

La resistencia flexural se calculó, luego de obtener la fuerza necesaria para fracturar la probeta, reemplazando los datos en la siguiente fórmula:

$$R_f = \frac{3Pl}{2bd^2}$$

Donde: Rf: Resistencia flexural, en Mpa.

l: Distancia entre los soportes, en mm.

b: Ancho de la muestra, en mm.

d: Espesor de la muestra, en mm.

P: Fuerza necesaria para fracturar las probetas, en Newton.

Los datos obtenidos fueron entregados en forma computacional y, posteriormente, se analizaron estadísticamente mediante el Test de Student (T-test) para pruebas no pareadas, el cual fue realizado con el programa Stata® 9, con el fin de comprobar si existían diferencias significativas en los valores de resistencia a la flexión obtenidos con los dos tipos de probetas.

Resultados

Los resultados se presentan por medio de tablas que expresan los datos obtenidos al realizar la prueba.

TABLA I: Fuerza necesaria para fracturar acrílico reforzado con alambre de media caña.

Probeta N°	Fuerza en kilos	Fuerza en Newton
1	190,79	1871,06
2	346,14	3394,61
3	197,91	1940,89
4	342,13	3355,28
5	250,60	2457,59
6	218,68	2144,58
7	277,31	2719,59
8	272,96	2676,93
9	269,07	2638,76
10	284,53	2790,35
11	312,25	3062,19
12	199,75	1958,99
13	237,86	2332,65
14	231,80	2273,30
15	256,09	2511,45
Promedio	259,19	2541,88

En la tabla se muestra la fuerza máxima que se necesitó para fracturar el acrílico reforzado con alambre de media caña. Esta fuerza fue entregada por la máquina de ensayos universales en kilos (k) y, posteriormente, fue transformada a Newton(N), con el fin de obtener la resistencia flexural.

Se observa en la tabla que la media en Newton fue de 2541,88, con una desviación estándar de 479 N.

De los valores obtenidos, un 20% se ubicó en el rango entre 1000 y 2000 N y otro 20% entre 3000 y 3500 N, un 60% entre el rango de los 2000 y 3000 N.

TABLA II: Fuerza necesaria para fracturar acrílico sin refuerzo.

Probeta N°	Fuerza en kilos	Fuerza en Newton
1	191,81	1881,06
2	306,73	3008,10
3	280,71	2752,92
4	229,74	2253,08
5	58,74	576,01
6	301,75	2959,26
7	299,46	2936,76
8	352,43	3456,28
9	321,48	3152,77
10	254,34	2494,33
11	271,88	2666,29
12	225,35	2209,96
13	241,52	2368,62
14	198,23	1944,08
15	199,09	1952,47
Promedio	248,88	2440,80

En la tabla se muestra la fuerza máxima que se necesitó para fracturar el acrílico que no fue reforzado. Esta fuerza fue entregada por la máquina de ensayos universales en kilos (k), y posteriormente fue transformada a Newton(N), con el fin de obtener la resistencia flexural.

Se observa en la tabla, que la media en Newton fue de 2440,80 N, con una desviación estándar de 701,8 N.

De los valores obtenidos, un 20% se ubicó en el rango entre 1000 y 2000 N, otro 20% entre 3000 y 3500, un 53.3% entre los 2000 y 3000 N, y sólo 1 dato (6.6%) se ubicó por debajo de los 1000 N.

TABLA III: Resistencia flexural del acrílico con refuerzo de alambre de acero de media caña.

Probeta N°	Resistencia Flexural en Mpa
1	66,111
2	119,943
3	68,578
4	118,553
5	86,835
6	75,775
7	96,092
8	94,585
9	93,236
10	98,592
11	108,197
12	69,218
13	82,420
14	80,323
15	88,738

En esta tabla se puede determinar que el promedio obtenido para la resistencia flexural fue de 89,81 Mpa con una desviación estándar de 16,92 Mpa.

El valor máximo de resistencia flexural obtenido fue de 119,943 Mpa con un mínimo de 66.1 Mpa.

Es importante señalar que, luego de aplicadas las fuerzas, en un 100% de las probetas el acrílico se fracturó, pero al alambre, al ser más flexible, no se fracturó, manteniendo unidos los fragmentos de acrílico.

TABLA IV: Resistencia flexural del acrílico sin refuerzo

Probeta N°	Resistencia Flexural en Mpa
1	66,464
2	106,286
3	97,270
4	79,609
5	20,352
6	104,561
7	103,766
8	122,122
9	111,398
10	88,133
11	94,209
12	78,085
13	83,691
14	68,691
15	68,987

En esta tabla se puede determinar que el promedio obtenido para la resistencia flexural fue de 86,24 Mpa con una desviación estándar de 24,79 Mpa. El máximo valor de resistencia flexural obtenido fue de 122,122 con un valor mínimo de 20,352 Mpa.

Análisis de los resultados.

Los resultados obtenidos fueron analizados con el Test de Student (T-test) para pruebas no pareadas, el cual fue realizado con el programa Stata® 9, para determinar si existen o no diferencias significativas entre las muestras analizadas. Estos resultados son mostrados en la siguiente tabla:

TABLA V: Resultados del T-test

Grupos	Nº de muestras	Media	Desviación Estándar
Acrílico sin refuerzo	15	86.24	24,79
Acrílico con refuerzo de alambre	15	89.81	16.92

El valor de p que se obtuvo luego de realizado es Test de Student fue de 0,303, siendo $p < 0,05$, lo que indicaría que no existe una diferencia significativa.

Discusión

Uno de los objetivos más importantes a conseguir, con posterioridad a la colocación de implantes que recibirán carga inmediata, es la disminución de los micromovimientos de estos, con el fin que se produzca sin problemas el fenómeno de oseointegración. Para conseguir esta disminución, durante el periodo de formación ósea, se requiere la utilización de una prótesis provisional que conecte todos los implantes entre sí, logrando de esta forma, una ferulización rígida (y pasiva), que, reiterando, disminuya al mínimo los micromovimientos y el esfuerzo, provocados por la carga funcional.

Para que esta ferulización sea exitosa en el tiempo, es necesario un comportamiento mecánico adecuado de la prótesis, ya que la fortaleza y funcionalidad de cualquier resina acrílica, especialmente las que permanecen durante periodos largos en la boca, como lo sería una prótesis, están determinadas por la resistencia a la flexión, el módulo de elasticidad y la resistencia a la fractura de dicho material (54, 60, 61). Estas propiedades físicas, además, permiten predecir la longevidad de rehabilitaciones provisionales en la boca (61).

Se han investigado un gran número de formas para mejorar estas propiedades físicas de los acrílicos, como por ejemplo: inclusión de varias fibras

de refuerzo orgánicas e inorgánicas (61), o el uso de refuerzos mecánicos de otros materiales, tales como alambres metálicos, grafito, fibras de vidrio. (55).

En este trabajo se estudiaron y compararon los valores de la resistencia a la flexión de dos técnicas, utilizadas en clínica para la realización de prótesis temporales, que sirven como férula de implantes con carga inmediata. Estos materiales son el acrílico sin refuerzo y el acrílico con refuerzo de alambre de media caña de 0,8 mm.

En la literatura no se han encontrado estudios que entreguen un resultado claro sobre el posible aumento de la resistencia flexural al colocar refuerzos metálicos al interior del acrílico y, por otra parte, los estudios que se han publicado sobre provisionalización de implantes con carga inmediata son, en la mayoría de los casos, dominados por información anecdótica de pocos casos y basados en la mera observación clínica (61). Por ejemplo, Maló 2003 (39), concluyó que las prótesis con refuerzo metálico pueden usarse como prótesis definitivas de bajo costo, sin contrastar este resultado con ninguna investigación práctica, sólo analizando su funcionalidad en el tiempo y suponiendo que el refuerzo metálico aumentaba la rigidez de la estructura.

Se han encontrado estudios que utilizan otros tipos de refuerzos, que podrían extrapolarse y hacer pensar que la resistencia flexural aumentaría con un refuerzo metálico en su interior, como se vio al reforzar el acrílico con fibra

de vidrio, obteniéndose valores de resistencia flexural más altos, que sin refuerzo (54, 56).

Un problema que puede haber presentado esta tesis es que se basó en el pensamiento clínico que ha guiado la odontología durante muchos años, el cual dice que, si se adiciona un metal a la prótesis, aumentaría la resistencia flexural, lo cual se contradice con investigaciones que señalan que para que los refuerzos actúen como tales (se ha estudiado sólo con fibra de vidrio) deben estar colocados paralelos al sentido de la fuerza (11) y no perpendiculares, como es el caso para esta tesis y para la mayoría de estudios similares.

En el presente trabajo, los resultados de resistencia flexural del acrílico sin refuerzo promediaron 86,2 Mpa, con una DS de 16,92 Mpa, lo que muestra una concordancia con lo que se ha obtenido y publicado en la literatura respecto al tema. Hasenton 2002 (62), obtuvo valores de resistencia flexural del acrílico sin refuerzo, que iban de 55,2 a 97,9 Mpa. Otros autores han publicado que los valores de resistencia a la flexión pueden ir desde los 50 Mpa hasta los 200 Mpa (54, 63), dependiendo del tipo de acrílico y de la manipulación de este. Hay que tener en cuenta que, en los estudios indicados, a pesar que se realizó el mismo tipo de prueba de flexión en tres puntos, se utilizaron distintas marcas de acrílicos, entre ellas y con respecto a la utilizada en esta tesis, lo cual hace más difíciles las comparaciones.

Si se analiza el valor promedio de la resistencia flexural obtenido con las probetas de acrílico reforzado con alambre de media caña (89,8 Mpa), se observa que no hay una gran diferencia numérica entre este y los valores entregados en la literatura sobre el acrílico sin refuerzo. Además, sólo existe una diferencia de 3,6 Mps entre los promedios para ambos tipos de probetas.

Realizada la prueba estadística (T-test), y analizados los resultados obtenidos para los dos materiales estudiados, se puede observar que el valor de p resultó ser de 0,303, lo cual estaría indicando que no existirían diferencias significativas entre ambas resistencias flexurales. Sin embargo, como el valor de p es tan alto y tan alejado de 0,05, se podría pensar que este valor puede haber sido alterado por la existencia de errores en el muestreo.

Un error que podría haber afectado el presente estudio y que no permitiría determinar con claridad si existen o no diferencias significativas, podría deberse a fallas en el proceso de estandarización de las probetas, sobre todo durante el proceso de enmuflado de estas, pudiendo haber ocurrido problemas, tanto en el vaciado del acrílico, como en la polimerización de este. Este último problema se observó, posterior a la fractura, en el interior de algunas probetas, se encontraban una cantidad aumentada de defectos internos (porosidades) y superficiales de las mismas, lo que disminuiría la resistencia del acrílico, ya que se ha visto que la presencia de poros tiende a

debilitar severamente la resina acrílica (61, 64) y, además, genera estrés interno, con lo cual las probetas quedan más vulnerables a sufrir fenómenos de distorsión (65). Esto es importante, pues se ha visto que las fallas en las prótesis u provisionales de acrílico tienden a ser propagaciones de un defecto superficial o interno, que provoca un rasgo de fractura (61).

Sin embargo, estos resultados pueden ser comparados entre sí, puesto que los sesgos que pudieran haber ocurrido en el proceso de confección de las probetas, existieron para ambos tipos de probetas al azar, lo que no impediría sacar conclusiones del estudio.

Una observación interesante es que, en las probetas con refuerzo de alambre, al ejercer la fuerza, sólo se facturaba el acrílico, y el alambre, que es más flexible (57), sólo se doblaba, manteniendo los fragmentos unidos. Esto ya lo habían señalado Gonda, 2007 (55) y Uzun, 1999 (66), los que no lograron determinar si aumentaba o no la resistencia, pero señalaron este punto como importante, no para prevenir fracturas en la prótesis, sino porque serviría como guía y ayuda para la reparación de las prótesis y para evitar la aspiración de fragmentos como resultado de traumas o accidentes.

Analizando otro punto importante, en pacientes con dentadura completa, se han informado valores de fuerzas oclusales muy variadas, las cuales van desde los 150 a los 400 N. Fontijn-Tekamp et al, 1998 (67), determinaron que,

la fuerza ejercida en la región molar, por varones completamente dentados se encontraba entre 80 a 200 N (68) y Mericcske-Stern et al, 1995 (69), concluyeron que la carga oclusal máxima era ejercida a nivel de los segundos premolares y promediaba 450 N. Todos estos estudios fueron realizados a boca cerrada (sin aumentar la dimensión vertical). Sin embargo, estos resultados no muestran el máximo de fuerza oclusal que se ha registrado en un ser humano. Gibbs, 1986 (70), obtuvo un valor máximo de más de 4000 N, pero con una separación entre las arcadas de 12 mm, basado en los estudios de Manns et al (71), quienes concluyeron que la fuerza masticatoria aumenta, si la dimensión vertical se incrementa entre 10 a 20 mm. Este punto puede ser importante, a la hora de dar indicaciones post-operatorias a los pacientes que recién han sido sometidos a cirugía y se le han instalado sus prótesis, para que controlen de mejor forma la fuerza ejercida y no sobrecarguen los implantes.

No se han encontrado estudios que señalen la fuerza oclusal máxima en pacientes con prótesis con carga inmediata, posiblemente debido a los problemas de oseointegración que un estudio de ese tipo podría conllevar, pero sí se han estudiado las fuerzas oclusales que poseen los implantes con posterioridad a su proceso de oseointegración. Estudios de Fontijn-Tekamp, 2000 (68), muestran cargas oclusales máximas de 160 N en pacientes portadores de sobredentaduras. Estos mismos autores, en 1998 (66),

determinaron una fuerza masticatoria máxima de 400 N en pacientes con sobredentaduras.

Van Kamper et al, 2005 (72), en un estudio que determinaba la pérdida de hueso alveolar posterior a la carga de los implantes sumergidos, determinó dos cosas que resultan importante de destacar: primero, que las fuerzas oclusales con las sobredentaduras alcanzan valores promedio de 335 N, valor que es similar a lo que dice el resto de la literatura y el presente trabajo, y segundo, que durante los 14 meses que duró el estudio, la fuerza masticatoria obtenida se mantuvo estable en 335 N. Esto podría hacer pensar que no existirían problemas en dejar prótesis acrílicas, ya sea con o sin refuerzo, no sólo como prótesis provisionales, sino también como prótesis definitivas de bajo costo. Posteriormente lograda la oseointegración, no existe un aumento de las fuerzas oclusales máximas, por lo que una prótesis provisoria no tendría por qué disminuir su funcionalidad al ser usada como prótesis definitiva, si sus propiedades mecánicas son las mismas.

Ahora, si se comparan los valores obtenidos de máximos de carga oclusal, en pacientes portadores de prótesis implantoportadas, contra los valores promedios necesarios obtenidos para fracturar las probetas (2542 N en las probetas con refuerzo y 2440 N para las probetas sin refuerzo), se puede ver que estos últimos valores son más altos que las fuerzas oclusales que se

han obtenidos en los estudios revisados, indicando que no deberían existir problemas de fracturas en éstas, por motivos de carga oclusal. Este punto es debatible, si se analiza que las probetas utilizadas en este estudio, son de un mayor grosor de lo que generalmente son las bases de las prótesis normales, y no reproducen los variados grosores que estas poseen. Más aún, las prótesis sobre implantes, en el lugar donde se encuentra el pilar, son más delgadas aún, que en el resto de base protésica, dando zonas de menor resistencia en estas zonas y aumentando el riesgo de fractura, puesto que la fuerza necesaria para producir la fractura del material sería menor. Este sería el mayor problema que se podría enfrentar para validar la idea que las prótesis acrílicas fueran lo suficientemente rígidas y con un alto límite proporcional, para soportar las cargas oclusales sin fracturarse, y así, no producir problemas en la oseointegración de los implantes con carga inmediata.

Es importante también, que en este estudio, las fuerzas fueron ejercidas sólo en el centro de la probeta, lo que no estaría mostrando los resultados ejercido en la zona distal de la prótesis al producirse un cantilever, el cual ejerce fuerzas distintas a las de este trabajo, tanto a la prótesis como al implante.

Otro punto importante de señalar, es que las prótesis, además de estar sometidas a impactos o fuerzas de gran intensidad de manera momentánea, como se ha discutido con las fuerzas oclusales máximas, también están

sometidas a fuerzas de menores intensidades pero de manera repetitiva, estas fuerzas son sumatorias y conducen a una deformación permanente o a la fractura. Por tanto, se entiende por fatiga mecánica o fatiga del material, al fenómeno por el cual un material se rompe después de haber sido sometido a un ciclado, más o menos prolongado, de cargas siempre muy inferiores a la carga necesaria para producir su ruptura mediante una fuerza constante, como se realizó en esta tesis (53). Así, este concepto es importante desde el punto de vista práctico, pues dependiendo de los valores que presenten los materiales, exhibirán una mayor o menor estabilidad y duración las prótesis en la boca. Además, se cree que la fatiga producida por las tensiones repetidas es la causa de la mayoría de los fallos de las prótesis en boca (53), lo cual no fue analizado en la presente tesis y es otro factor que influiría en la fractura las prótesis y en el consiguiente fallo de la oseointegración.

Conclusiones

- No existen diferencias significativas de resistencia flexural entre las probetas hechas de acrílico solo, comparada con las de acrílico con refuerzo de alambre de acero de media caña de 0.8 mm.
- Tanto las probeta de acrílico solo, como las probetas reforzadas con alambre de acero inoxidable de media caña, poseen valores de resistencia a la fractura mayores que las fuerzas oclusales máximas que señala la literatura.

Sugerencias

Para futuras investigaciones, sería relevante determinar la resistencia flexural en nuevas probetas preparadas con refuerzos que consigan eliminar las deficiencias de integración mecánica entre el acrílico y el elemento de refuerzo, evitando el deslizamiento entre estos dos materiales, lo cual no permite obtener un mayor aumento efectivo de la capacidad flexural. Nuevas mediciones en las mismas condiciones que las presentadas en este estudio no tendrían sentido, ya que se asume que los valores finales no variarían por tratarse de una propiedad intrínseca del material que fue utilizado, y habiéndose determinado que posee la suficiente rigidez para el uso pretendido.

Otro tema que se sugiere estudiar y evaluar es el comportamiento que pudiera tener una prótesis conectada mediante cilindros a implantes que se encontraran posicionados en un modelo maestro de desdentado total. De esta forma, se podrían realizar las mediciones de resistencia en esas condiciones, como si realmente la prótesis estuviera ferulizando un sistema de implantes. Con esto, se podría reproducir, con mayor exactitud, el valor de las fuerzas y la posición de aplicación de estas, dentro de la prótesis. Además, no sólo se podría analizar la resistencia que presentaría esta prótesis y si, efectivamente podría resistir como sistema de ferulización, sino que también se podrían sacar

conclusiones sobre la distancia ideal del largo de un voladizo, que no afecte ni a la resistencia de la prótesis ni a los cilindros.

Otro posible estudio está señalado por la literatura, la cual indica que los refuerzos, para que realmente tengan una influencia en la resistencia de un aparato protético, deben encontrarse de forma paralela a las fuerzas que recibe el aparato. Por lo tanto, se requiere determinar, si existe realmente una diferencia significativa entre los valores de resistencia de los refuerzos, posicionados en forma paralela, versus los posicionados en forma horizontal. Dentro de este mismo estudio se podría comparar que tipo de refuerzos producen un mayor aumento de la rigidez, utilizando por ejemplo, metal, fibra de vidrio, u otros refuerzos.

Resumen

Uno de los objetivos más importantes a conseguir, con posterioridad a la colocación de implantes que recibirán carga inmediata, es la disminución de los micromovimientos de estos, con el fin que se produzca sin problemas el fenómeno de oseointegración. Para esto, se requiere la utilización de una prótesis provisional que conecte todos los implantes entre sí, logrando de esta forma, una ferulización rígida. El problema que ocurre con estas prótesis, es que sufren fracturas, las cuales ponen en riesgo la oseointegración.

En este trabajo se evaluó la resistencia a la flexión de dos técnicas usados para mantener la ferulización rígida de los implantes, con el fin de determinar si son útiles al proceso de oseointegración. Estos son: el acrílico reforzado con alambre de acero de media caña y el acrílico sin refuerzo.

Para esto, se confeccionaron 15 probetas de cada tipo y se les sometió a una prueba de flexión en tres puntos, en una máquina de ensayos universales. Los datos obtenidos fueron analizados con el T-test para ver si existían o no diferencias significativas. De esta prueba se obtuvo que el valor promedio de la resistencia a la flexión de las probetas acrílicas sin refuerzo fue de 86,24 Mpa y con refuerzo 89,81 Mpa, concluyéndose, que no existen diferencias significativas de resistencia a la flexión entre el acrílico sin refuerzo y el acrílico con refuerzo de un alambre de acero de media caña de 0,8 mm.

Referencias

- 1) ALBREKTSON, T. y ZARB. G. The Brånemark Osseointegrated Implant. Quintessence, Chicago. 262p. p. 25-35. Cap. 2, 1989.
- 2) HORIUCHI K, ET AL. Immediate Loading of Brånemark System Implants Following Placement in Edentulous Patients: A Clinical Report. Int J Oral Maxillofac Implants 15:824–830, 2000.
- 3) GANELES J ET AL. Immediate loading of implants with fixed restorations in the completely edentulous mandible: report of 27 patients from a private practice. Int J Oral Maxillofac Implants 16:418-26, 2001.
- 4) TARNOW DP, EMTIAZ S, CLASSI A. Immediate loading of threaded implants at stage I surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. Int J Oral Maxillofac Implants 12:319- 24, 1997.
- 5) GATTI C, HAEFLIGER W, CHIAPASCO M. Implant-related mandibular overdentures with immediate loading: a prospective study of ITI implants. Int J Oral Maxillofac Implants 15:383-8, 2000.
- 6) RODRÍGUEZ V. Delayed loading in implantology. Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac 27(5): 271-286, 2005.

- 7) CHIAPASCO M ET AL. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. *Clin Oral Impl Res* 8:48-57, 1997.
- 8) JAFFIN RA, KUMAR A, BERMAN CL. Immediate loading of implants in partially edentulous jaws: A series of 27 case reports. *J Periodontol* 71:833-838, 2000.
- 9) ANTONIO H. C. ET AL. Laboratory-processed acrylic resin provisional restoration with cast metal substructure for immediately loaded implants. *J Prosthet Dent* 90:600-4, 2003.
- 10) COOPER L ET AL. Immediate mandibular rehabilitation with endosseous implants: simultaneous extraction, implant placement, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 17:517-25, 2002.
- 11) BURNS DR, BECK DA, NELSON SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 90:474-97, 2003
- 12) MC KINNEY RJ, STEFLIK D, KOTH D. The biological tissue response to dental implants. En: McKinney RJ, ed. *Endosteal dental implants*. St. Louis.: Mosby Year Book. 37- 50. 1991.

- 13) DAVIES J. Mechanisms of endosseous integration. *Int J Prosthodont* 11:391-401, 1998.
- 14) KUPP L. Superficies de implante y formación de hueso. *Insight* 3:10-2, 2000.
- 15) HOLLINGER J, BUCK D, BRUDER S. Biology of bone healing: its impact on clinical therapy. Lynch S, ed. *Tissue engineering*. Carol Stream: Quintessence; p. 17-54, 1999.
- 16) SHIBATA Y ET AL. Glow discharge plasma treatment of titanium plates enhances adhesion of osteoblast-like cells to plates through the integrin-mediated mechanism. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17:771-7, 2002.
- 17) MEYER U, JOOS H, WIESSMANN J. Biological and biophysical principles in extracorporeal bone tissue engineering. Part I. *Int J Oral Maxillofac Surg* 33:325-32, 2004.
- 18) LAVOS-VALERETO I ET AL. Evaluation of the titanium Ti-6Al-7Nb alloy with and without plasma-sprayed hydroxyapatite coating on growth and viability of cultured osteoblast-like cells. *J Periodontol* 73:900-5, 2002.
- 19) SENNERBY L. On the bone tissue response to titanium implants. Gothenburg: University of Gothenburg; 1991. 10:98-99.

- 20) BIANCHI A. Prótesis implantosoportada. Bases biológicas. Biomecánica. Aplicaciones clínicas. Caracas: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica; 2001.
- 21) HANSSON H, ALBREKTSON T, BRANEMARK P. Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. J Prosthet Dent 50:109-13, 1983.
- 22). MANERO J ET AL. Crecimiento de las superficies bioactivas en implantes dentales. Rev Esp Odontoestomatol Impl 10:224-8, 2002.
- 23) BRUNSKI J. Influence of biomechanical factors at the bone-biomaterial interface. En: Davis J, ed. The bone-biomaterial interface. Toronto: Univ Toronto Press. 391-405, 1991.
- 24) MISH CE., "Prótesis Dental sobre implantes" Elsevier Mosby, España, 2006. 626p. Cap 27p. 531-567.
- 25) APARICIO-MAGALLÓN C, LUNDGREN AK, RANGERT B. Carga (función) inmediata vs. carga diferida en implantología: terminología y estado actual. Dientes en el día Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac 7(1):75-86, 2002.
- 26) HOLMÉN A, RASMUSSON L. Carga inmediata y temprana sobre implantes dentales. Insigth , 7(1):7-9, 2005.

- 27) GAPSKI, R ET AL Critical review of immediate implant loading. *Clinical Oral Implants Research* 14: 515–527, 2003.
- 28) ROMANO G. Present status of immediate loading of oral implants. *Journal of Oral Implantology* 30:189–197, 2004.
- 29) SHIIGAI T. Pilot study in the identification of stability values for determining immediate and early loading of implants. *J Oral Implantol.* 33(1):13-22, 2007.
- 30) DEGIDI M ET AL. Bone remodeling in immediately loaded and unloaded titanium dental implants: A histologic and histomorphometric study in humans. *J Oral Implantol.* 31(1):18-24, 2005.
- 31) BRUNSKI JB. Avoid pitfalls overloading and micromotions of intraosseous implants (Interview). *Dent Implantol Update* 4(10):77-81, 1993.
- 32) CHIAPASCO M ET AL. Implant-retained mandibular overdentures with Brånemark system MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16: 537–546, 2001.
- 33) KINSEL RP, LAMB RE. Development of gingival esthetics in the edentulous patient with immediate loaded, single-stage, implant-supported fixed prostheses: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:736-43, 2000.

- 34) VAN DE VELDE T, COLLAERT B, DE BRUYN H. Immediate loading in the completely edentulous mandible: technical procedure and clinical results up to 3 years of functional loading. *Clin. Oral Impl. Res.* 18: 295–303, 2007.
- 35) WOLFINGER GJ, BALSCHI TJ, RANGERT B. Immediate Functional Loading of Brånemark System Implants in Edentulous Mandibles: Clinical Report of the Results of developmental and Simplified Protocols. *Int J Oral Maxillofac implants* 18:250–257, 2003.
- 36) COCHRAN DL, MORTON D, WEBER HP. Consensus Statements and Recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral maxillofac Implants* 19 (suppl):109-113, 2004.
- 37) ROMANOS G ET AL. Peri-implant Bone reactions to immediate loaded implants. A experimental Study in monkeys. *J Periodontol* 72(1): 506-511, 2001.
- 38) SALAMA H ET AL. Immediate Loading of TPS Root-Form Implants in the Human mandible. 11th Annual meeting of Academy of Osseointegration. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 11(1):125. 1996.
- 39) MALO P, RANGERT B, NOBRE M. «All-on-Four» immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.*;5 (Suppl 1);2-9, 2003.

- 40) GHANAVATI F ET AL. The Effects of Loading Time on Osseointegration and New Bone Formation Around Dental Implants: A Histologic and Histomorphometric Study in Dogs. *J Periodontol* 77:1701-1707, 2006.
- 41) HANEY SC, MEIERS JC. In vitro study of intraoral welding procedures for pure titanium. *Quintessence Int* 27(12):841-7, Dec, 1996.
- 42) DEGIDI M, GEHRKE P, PIATTELLI A. Syncrystallization: A Technique for Temporization of Immediately Loaded Implants with Metal-Reinforced Acrylic Resin Restorations. *Clin Implant Dent Relat Res* 8 (3), 123–134. 2006.
- 43) BRANEMARK PI, ET AL. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 1(1):2-16, 1999.
- 44) BALSCHI T, WOLFINGER G. Immediate loading of Brånemark implants in edentulous mandibles: A preliminary report. *Implantdent*: 6:83-88, 1997.
- 45) ERICSSON I, NILNER K . Early functional loading using Brånemark dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*.;22(1):9-19, Feb, 2002 .
- 46) POPPER H, POPPER M, POPPER J. The Brånemark Novum Protocol: Description of the treatment procedure and clinical pilot study of 11 cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 23(5):459-65, Oct, 2003.

- 47) PI J, VERICAT J. Brånemark Novum®: una alternativa para la rehabilitación del maxilar inferior desdentado. Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac 7(1): 21-28, 2002.
- 48) HENRY PJ ET AL. Prospective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaws according to the Brånemark Novum protocol. Clin Implant Dent Relat Res. 5(3):137-42, 2003.
- 49) MALO P, RANGERT B, NOBRE M. «All-on-Four» immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 7 (Suppl 1);88-94, 2005.
- 50) MIGUEL J, FERNÁNDEZ-JORDÁN J. Modificación de la técnica all-on-4: prótesis fija inmediata implantosoportada sin la intervención del laboratorio de prótesis (caso clínico). Rev Esp Cirug Oral y Maxilofac 11(2): 233-238, 2006.
- 51) ANUSAVISE K. Ciencia de los materiales dentales de Phillips. 10ª Edición, 1998., Ed. Mc- Graw-hill, España, p. 746, Cap 4, p. 49, 59-65.cap, Cap. 11, p. 245-280.
- 52) CRAIG R, O`BRIEN W. Materiales dentales. 6ª Edición, 1996. Ed.Mosby-Doyma Libros S.A. 294 p. Cap.13, p. 242-263.
- 53) GIL L. Estudio comparativo de las diferentes propiedades físicas de los polímeros acrílicos utilizados como bases protésicas. Tesis Doctoral por el

Licenciado en Medicina y Cirugía y Odontología. Universidad Complutense de Madrid. 1998. p.60, 80-82,87-89, 130-148.

54) SAISHIO OH, GUERRERO J, NAVARRO E. Comparación de la resistencia a la flexión de dos marcas de resinas acrílicas para prótesis provisionales con refuerzo de fibra, procesadas a diferentes temperaturas. Rev Odontol Mex 8(3):70-74, 2004.

55) GONDA T ET AL. .Effect of Reinforcement on Overdenture Strain. J Dent Res 86(7):667-671, 2007.

56) PEKKA K ET AL. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. J Prosthet Dent; 81:318-26, 1999.

57) O`BRIEN W. Dental Materials And Their Selection. Segunda edición,1997, Quintessence Publishing CO. Inc. P. 421p, Chapter 20, p275-77.

58) SABBAGH J, VREVEN J, LELOUP G. Dynamic and static module of elasticity of resin-based materials. Dent Mater 18:64-71, 2002.

59) NORMA ISO, 4049, Odontología- Resinas Con Relleno, 1988.

60) RUIZ JM ET AL. Propiedades mecánicas de resinas compuestas modificadas o no con poliácidos. Av. Odontoestomatol 19-6: 291-297, 2003.

61) BURNS DR, BECK DA, NELSON SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the

Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. J Prosthet Dent 90:474-97, 2003.

62) HASELTON D, DIAZ-ARNOLD A. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. J Prosthet Dent 87:225-8, 2002.

63) OSMAN YI, OWEN CP. Flexural strength of provisional restorative materials. J Prosthet Dent. 70(1):94-6, Jul, 1993.

64) YANNIKAKIS S ET AL. Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method. J Prosthet Dent 87:613-9, 2002.

65) WOLFAARDT JF, CLEATON-JONES P, FATTI P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly(methyl methacrylate) denture base resin. J Prosthet Dent 55:393-400, 1986.

66) UZUN G, HERSEK N, TINÇER T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. J Prosthet Dent 81:616-20, 1999.

67) FONTIJN-TEKAMP F ET AL. Bite Forces with Mandibular Implant-retained Overdentures. J Dent Res 77(10): 1832-1839, 1998.

68) FONTIJN-TEKAMP F ET AL. Biting and Chewing in Overdentures, Full Dentures, and Natural Dentitions J Dent Res 79(7):1519-1524, 2000.

- 69) MERICCSKE-STERN R ET AL. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. 2005; Int J Oral Maxillofacial Implants 10:345-354, 1995.
- 70) GIBBS CH ET AL. Limits of human bite strength. J Prosthet Dent 56(2):226-9, Aug, 1986
- 71) MANSS A, MIRALLES R, PALAZZI G: EMG, bite force and elongation of masseter muscle Under isometric voluntary contractions and variations in vertical dimensions. J Prosthet Dent. 42:674, 1979.
- 72) VAN KAMPER ET AL. The effects of maximum bite force on marginal bone loss. Clin Oral Impl Res 16:587-593, 2005