

449
22



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

SEMINARIO DE TITULACION FUNDAMENTOS BIOMECANICOS EN IMPLANTES OSEOINTEGRADOS.

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A ;
VERONICA ZALET ARIAS

ASESOR: C.D. MARIO RODRIGUEZ T.



CIUDAD UNIVERSITARIA.

MEXICO, D. F. 1996.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

Va principalmente por Agus, Jorge porque sin ustedes nada de lo que he hecho tendría sentido. Gracias por haber estado conmigo siempre en mis alegrías, travesuras, tristezas, por haber dado todo por mi loca existencia, en fin, por todo, los quiero mucho.

Para los que no estan pero que me hacen mantener la esperanza, la vida.

Maru, Angela y Jaz. Gracias nenitas por soportar todas mis locuras y tonterías, pero más ti Marujiji eres la hermana más hermana de todas las hermanas.

Chris, Osi, my dear Osi, gracias por lo que haces por mi dia a dia, no importa la distancia, las fronteras, las ideologías, no importa nada; te amo, te amo, te amo, TE AMO!

Para Martita mi mejor amiga...

A Micky, Paty, Verito, Paty, Ace, Jorge y a los que directa o indirectamente influyeron en esto. A la bella Paulin y a Pulque también.

FUNDAMENTOS BIOMECANICOS EN

IMPLANTES OSEOINTEGRADOS

INTRODUCCION	4
I. PRINCIPIOS Y CONCEPTOS BASICOS EN BIOMECANICA.	6
II. DISTRIBUCION DE FUERZAS A IMPLANTE.	14
III. CONSIDERACIONES PARA EL DISEÑO PROTÉSICO.	32
IV. CONCLUSIONES.	36
V. BIBLIOGRAFIA.	39

INTRODUCCION

INTRODUCCION.

Anteriormente el paciente con ausencia de organos dentarios contaba con alternativas limitadas para la restitución de dichas estructuras, por lo tanto, el uso de los implantes dentales ha ganada aceptación en el reemplazado de los dientes naturales perdidos, convirtiendose en el tratamiento clínico dental que mayor desarrollo ha alcanzado en los últimos años debido a su eficacia a largo plazo. Por lo anterior, es fundamental es conocimiento de los aspectos biomecánicos para un buen diagnóstico, plan de tratamiento y rehabilitación protésica.

La biomecánica se encarga de estudiar la respuesta de los tejidos vivos a las cargas aplicadas sobre los mismos; utiliza los medios y métodos de la Ingeniería Mecánica aplicada para estudiar las relaciones entre estructura y función de las materias vivas.

Los implantes dentales estan sometidos a diferentes cargas durante su función. Para poder describir y comprender adecuadamente las cargas fisiológicas, se utilizan las unidades básicas de la mecánica. Al planificar la restauración adecuada hay que tener en cuenta las fuerzas y los momentos que generan esas cargas ya que los implantes estan sometidos a un complicado sistema tridimensional de fuerzas y momentos.

Las tensiones internas que se generan en un implante y los tejidos biológicos circundantes bajo el efecto de una carga pueden tener una influencia notable sobre la longevidad a largo plazo de los implantes dentales. De esta manera, las consideraciones biomecánicas en un sistema de implantes dentales y tejidos puede ayudarnos a evitar los puntos de posible fractura de los implantes y resorción de hueso. Es por esto que pretendemos presentar los principios y nociones fundamentales de la biomecánica dental en relación con la viabilidad de los implantes dentales y los métodos de restauración. Por todo lo anterior, este trabajo esta enfocado a resaltar la importancia de la biomecánica clínica para la correcta inserción y rehabilitación de implantes dentales.

CAPITULO I

PRINCIPIOS Y CONCEPTOS

BÁSICOS EN BIOMECÁNICA

PRINCIPIOS Y CONCEPTOS BÁSICOS EN BIOMECÁNICA.

En cualquier estructura sujeta a cargas funcionales, puede haber situaciones que conducen a la sobre carga y a complicaciones subsecuentes. El Tratamiento implantológico se basa en tejidos biológicos y componentes mecánicos. La sobre carga en este sistema biomecánico puede estar definida como una condición donde las fuerzas de la masticación ejercen una angulación repetida de una parte de su estructura, conduciendo a la pérdida de hueso marginal y/o a un componente de fractura.

Una consecuencia importante de esta naturaleza perjudicial en la angulación excesiva es que en situaciones de edentulismo parcial es más susceptible a la carga que la restauración completa del arco debido a la configuración lineal del implante, en el caso de edentación parcial.

Basándonos en la documentación clínica combinada con el análisis de ingeniería, y las condiciones de carga, es posible presentar una guía clínica de como reducir el riesgo de sobre carga en situaciones de edentulismo (1).

1.1 MASA.

La masa es una propiedad de la materia, es el grado de atracción gravitatoria que experimenta un cuerpo de materia. Newton, en su segunda ley establecía que la aceleración de un cuerpo es inversamente proporcional a la fuerza que produce la aceleración. En la literatura implantológica, la fuerza se expresa a menudo en kilogramos fuerza. La masa (kilogramos) es el factor determinante a la hora de establecer la magnitud de una carga estática.

1.2 PESO.

El peso es el nombre que se da a la fuerza gravitatoria que actúa sobre un objeto en un lugar determinado. El peso y la fuerza pueden expresarse en las mismas unidades: newtons o libras fuerza.

1.3 FUERZA.

Las fuerzas que actúan sobre los implantes poseen magnitud y dirección. Los implantes están sometidos a fuerzas de mordida de magnitud muy variable que suelen ser tridimensionales y que tienen componentes que siguen uno o varios ejes de coordenadas clínicos. Estos componentes de fuerzas pueden dividirse en dos categorías generales: fuerzas normales (es decir, compresión o tracción) y fuerzas de cizallamiento. Las fuerzas normales actúan perpendicularmente a la superficie o plano de interés. Las fuerzas compresivas tienden a mantener la integridad de la interfase entre el hueso y el implante, mientras que las de tracción tienden a alterar o separar dicha interfase.

Toda fuerza suele desglosarse en una combinación de componentes de fuerzas normales y de cizallamiento o corte en un plano determinado.

La oclusión es un factor importante a la hora de determinar la dirección de la carga. La carga perpendicular da lugar a una combinación de vectores de fuerza.

1.4 MOMENTO.

El momento de una fuerza aplicada cerca de un punto puede producir rotación o flexión sobre el mismo. El momento se define como el vector M cuya magnitud equivale al producto de la magnitud de la fuerza multiplicada por la distancia perpendicular desde el punto de interés a la línea de acción de dicha fuerza.

1.5 TRANSFERENCIA DE FUERZAS.

1.51 TENSIÓN.

Se conoce como tensión a una de las manifestaciones del efecto de las fuerzas que actúan sobre un implante dental. La tensión es una representación de la magnitud de la fuerza que se distribuye por la zona sobre la que actúa la fuerza.

Al igual que los componentes de las fuerzas, los componentes de la tensión pueden ser normales y de

cizallamiento. Las tensiones máximas se generan cuando el elemento de la tensión tiene una orientación (o configuración geométrica) determinada en la que todos los componentes de cizallamiento son nulos. En esta configuración, las tensiones normales reciben el nombre de tensiones principales.

1.52 DEFORMACIÓN Y TORSIÓN.

La aplicación de una carga sobre un implante dental puede inducir a la deformación del implante y de los tejidos circundantes. Las características de deformabilidad y rigidez de los materiales utilizados en Implantología pueden influir en los tejidos, en la sencillez de la fabricación de los implantes.

La torsión mecánica que no tiene unidad, se define como la elongación por la unidad de longitud. La torsión de cizallamiento describe los cambios que sufre un ángulo recto de un cuerpo o un elemento de tensión bajo un efecto de fuerza de cizallamiento pura. Todos los materiales (biológicos o no) se caracterizan por una elongación máxima posible antes de que se produzca una fractura o deformación.

Además de que los materiales biológicos muestran una dependencia del índice de torsión, sus propiedades materiales (como módulo de elasticidad, la resistencia definitiva a la tracción) se alteran en función del índice de carga.

Si se aplica experimentalmente una carga sobre un cuerpo elástico cualquier, es posible elaborar una curva de carga frente a la deformación. La ley de Hooke establece la relación existente entre la tensión y la deformación.

1.53 CARGA DE IMPACTO O IMPULSO.

Cuando dos cuerpos colisionan en un intervalo de tiempo muy corto se generan fuerzas de reacción relativamente intensas. Esta colisión se puede describir como un impacto. Al colisionar ambos cuerpos elásticos se comprimen hasta que sus centros de masa adquieren la misma velocidad; seguidamente se separan con velocidades características.

En una colisión perfectamente elástica los cuerpos colisionantes llevan al separarse una velocidad igual a su velocidad inicial de aproximación mientras que en un impacto perfectamente plástico, los cuerpos se mantienen en contacto. En estos casos, siempre se produce una disipación de energía mecánica que se convierte en calor y en deformación permanente.

Definiremos al momento lineal como el producto de la masa por la velocidad. El impulso de fuerza durante un intervalo de tiempo equivalente al cambio que experimenta el momento de un cuerpo durante dicho intervalo. Cuanto más rígido sea cualquiera de los componentes de un sistema, menor será la velocidad final y mayor la carga del impulso.

CAPITULO II

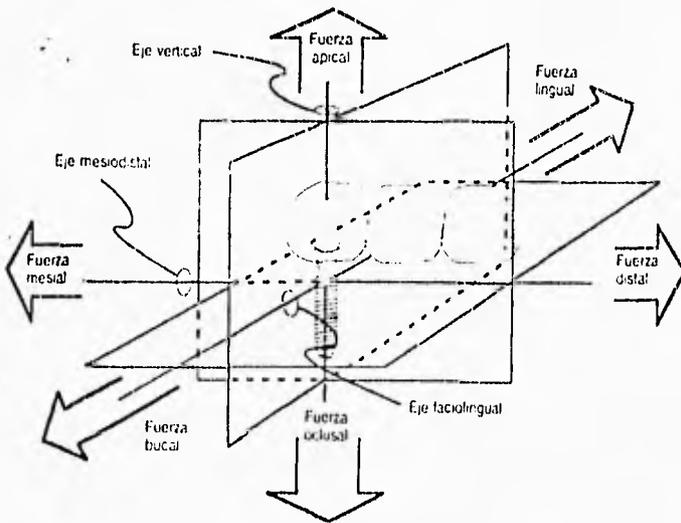
DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS

SOBRE IMPLANTES

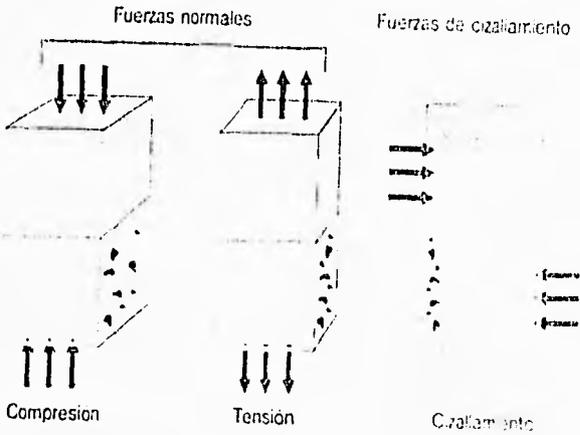
DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS A IMPLANTE.

La orientación del implante y la influencia de la dirección de la carga, el área de la superficie del implante, el espesor de la tabla oclusal y la protección del área, están combinados para tener una lógica biomecánica.

Las fuerzas que actúan sobre los implantes dentales se expresan en cantidades vectoriales; es decir, poseen magnitud y dirección. Estas fuerzas tridimensionales y sus componentes siguen varios de los ejes de coordenadas clínicos. Estos componentes de fuerzas pueden dividirse en dos categorías generales: fuerzas normales (es decir, compresión o tracción) y fuerzas de cizallamiento (fig. 1)



Las fuerzas normales actúan perpendicularmente a la superficie o plano de interés. Las fuerzas compresivas tienden a mantener la integridad de la interfase entre el hueso y el implante, mientras que las de tracción tienden a alterar o separar dicha interfase (fig 2).

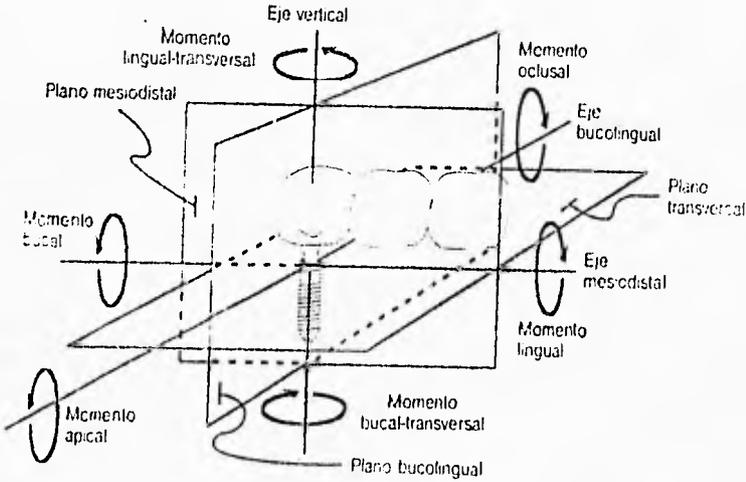


Toda fuerza puede desglosarse en una combinación de componentes de fuerzas normales o de cizallamiento en un plano determinado.

Los torques o momentos de flexión que soportan los implantes, debido por ejemplo a la existencia de segmentos de barra o de puente de un voladizo excesivo, puede provocar separación de la interfase, resorción ósea, aflojamiento de los tornillos de la prótesis y fractura del puente.

Una implante con una mesobarra con un voladizo de 10, 20 y 30mm soporta un intervalo de momentos importante. La aplicación de una fuerza de 100 newtons directamente sobre el implante no induce ningún momento o torque porque no se están aplicando fuerzas de rotación a una distancia perpendicular. La aplicación de esa misma fuerza a 10mm del implante genera un momento de unos 1.000 newtons/mm. Igualmente si aplicamos esa misma carga a 20mm de un implante, se genera un torque de 2.000 newtons/mm sobre la región del implante/hueso y si lo hacemos a 30mm, se produce un momento de 3.000 newtons/mm.

Los momentos pueden aparecer en los ejes de coordenadas clínicas (ejes vertical, bucolingual y mesiodistal). Si observamos, dichos momentos pueden inducir rotaciones en los tres planos (transversal, bucolingual y mesiodistal). Pueden producir rotaciones de los implantes en el sentido de las agujas del reloj y en sentido contrario, y/o de las restauraciones en cada uno de estos tres planos, por la acción de seis momentos: momentos lingual-transversal y bucal-transversal (en el plano transversal), momentos oclusal y apical (en el plano mesiodistal), y momentos bucal y lingual (en el plano bucolingual) (fig. 4).



La altura oclusal (que aumenta con la pérdida de tejido óseo) tiene una incidencia directa sobre la magnitud del momento que actúa sobre el sistema de implantes, ya se aplique con una fuerza de extensión en voladizo o sin ella.

La precarga que es inducida en un tornillo cuando el torque es aplicado durante las fuerzas de apretamiento. La precarga mantiene al tornillo roscado asegurado a la contraparte de unión del tornillo y sujeta esas partes por una fuerza de sujeción.

Varios mecanismos causan pérdida del tornillo y de la precarga. Aunque las grandes fuerzas friccionales impiden el aflojamiento del tornillo roscado, las cargas aplicadas externamente reducen la fricción por compresión de la cabeza del tornillo contra el cuerpo del tornillo.

El aflojamiento del tornillo también está asociado con la relajación del empotramiento de las superficies roscadas. Cuando el torque se aplica a tornillos o pernos con superficies roscadas, la energía se aplica parcialmente hacia las superficies

lisas. La fricción de la rosca es grande para el apretamiento y el aflojamiento del tornillo (3).

2.1 TRANSMISIÓN DE FUERZAS DEL IMPLANTE AL HUESO.

El hecho de que los implantes duren exitosamente por varios años indica que tales implantes pueden transferir cargas de los tornillos al hueso sin fallo progresivo o aflojamiento. Las magnitudes de las fuerzas de masticación en pacientes con implantes se comparan con pacientes con dientes naturales. Aunque no hay datos disponibles en las cargas de fractura, la experiencia clínica indica que las cargas de fractura están bajo las fuerzas de mordida usuales. El hecho de que no haya un aflojamiento progresivo de un implante puede ser atribuido a que exista una aposición de hueso al implante. En esta situación puede ser la transferencia de tensión sin ningún movimiento relativo del implante al hueso que es el aspecto más importante (4).

El pronóstico de un implante depende de las funciones complementarias del hueso alveolar adyacente; considerando

que la morfología del hueso está determinada por el punto de esfuerzo o deformación.

Una fuerza de componentes normales o de cizallamiento pueden tener efectos sobre la interfase entre el implante y los tejidos, dependiendo de la dirección de la carga. En direcciones de carga en las que existe un componente de cizallamiento importante, la interfase está claramente expuesta a la posibilidad de fallo mecánico. Este tipo de fuerza actúa sobre el cuerpo del implante cuando el conector va atornillado en su emplazamiento. Esto representa un problema, ya que la interfase sigue estando formada por hueso reticular que tiene una estructura más débil que el hueso laminar duro.

El hueso cortical es el que más resiste a la compresión. Los componentes de los implantes y las interfases entre el hueso y el implante soportan mejor las fuerzas de compresión que las de tracción o cizallamiento (2).

La altura oclusal de la prótesis puede influir en el momento resultante que actúa sobre el implante y los tejidos biológicos en uno o más planos.

Las tensiones máximas que experimentan un implante y los tejidos circundantes que están en contacto con el mismo, se generan cuando el elemento de tensión tiene la orientación determinada en la que todos los componentes de cizallamiento son nulos. Cuando el elemento presenta esta configuración, las tensiones normales reciben el nombre de tensiones principales.

La torsión de cizallamiento describe los cambios que sufre un ángulo recto de un cuerpo o un elemento de tensión bajo el efecto de una fuerza de cizallamiento pura.

Cuanto más se acerque el módulo de elasticidad del implante al de los tejidos biológicos contiguos, menos probabilidades habrá de que se produzcan movimientos relativos a nivel de interfase entre tejidos e implante.

Una vez que se ha elegido un determinado sistema de implantes, la única forma que tiene el técnico de controlar la torsión que sufren los tejidos consiste en controlar la tensión aplicada.

Dicha tensión puede depender del diseño del implante, la cirugía y de la restauración. La macrogeometría del implante (es decir, la cuantía y la orientación de la superficie disponible para la transmisión de cargas) influye notablemente en la naturaleza de la transferencia de las fuerzas a nivel de la interfase entre tejidos e implante. Pueden realizarse injertos quirúrgicos para mejorar la cantidad de hueso contiguo al implante. La tensión dependerá también de la restauración del tamaño de las mesetas oclusales. Por lo general cuando mayor sea la tensión aplicada a un sistema de implantes dentales mayor será la diferencia de torsión entre el material del implante y el hueso.

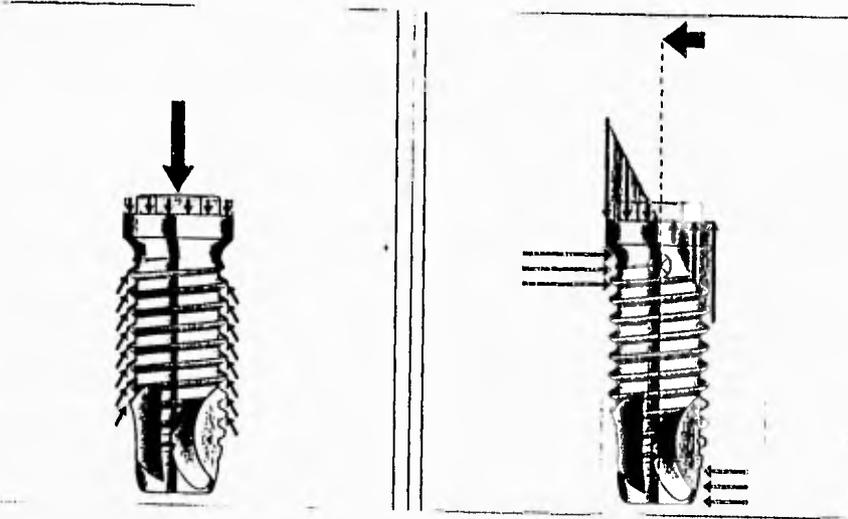
Se han propuesto diversos métodos para tratar de reducir las cargas de impacto. Skalak ha sugerido la necesidad de utilizar dientes de material acrílico junto con dispositivos oseointegrados para mitigar en parte las cargas de impacto muy elevadas que podrían dañar los tejidos óseos contiguos al implante. Weiss a propuesto que una interfase de tejido fibroso-implante permitiría absorber el choque fisiológico de forma parecida a un ligamento periodontal funcional. Misch aboga por una restauración provisional de material acrílico con una carga oclusal progresiva para mejorar la interfase hueso-implante

antes de la restauración y de diseño oclusal definitivos y de que las fuerzas de la masticación se distribuyen por el sistema.

Los implantes y el hueso tienen un módulo de elasticidad diferente (el titanio es aproximadamente 5 veces más rígido que el hueso), el área es observada donde los dos materiales están en contacto. Estas áreas tienen forma de "u" o "v". Las tensiones encontradas en la cresta, cuando van más allá de los límites fisiológicos, pueden causar microfractura del hueso y resorción. Como las fuerzas funcionales son ejercidas en un implante, el hueso es capaz de responder y favorecer la densidad. Sin embargo, las tensiones en la cresta del surco pueden causar microfractura durante el primer año (6).

Si una fuerza de masticación esta actuando a lo largo del eje del implante (fuerza axial), la tensión será distribuida a través de la sección transversal del implante roscado. Esto se traduce en una capacidad de apoyo de la carga para el implante y el hueso de soporte. Sin embargo, si la fuerza o un componente esta actuando en una dirección transversa relativa al eje del implante, resultará en un momento de flexión en el implante. Si la flexión, solo una porción pequeña de la sección transversal del eje del implante, contrarrestará la carga, y el

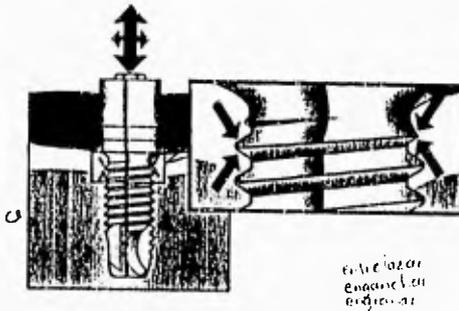
hueso será cargado principalmente en las porciones terminales del aditamento, dando aumento a los grandes niveles de tensión en el implante y el hueso (fig. 5).



Aunque en la minimización de la tensión deben considerarse los parámetros que influyen la capacidad de carga del hueso, desde el punto de vista de la estabilidad inicial y la fuerza a largo plazo. El soporte cortical es un factor importante como el engranaje del tornillo roscado en el hueso compacto ofrece una capacidad de carga incrementada. En la parte posterior de la mandíbula, donde no es usualmente

posible tener un anclaje bicortical de un tornillo, es esencial no resistir excesivamente, lo cual reduce el soporte. En el maxilar donde el hueso es suave y las placas corticales son delgadas, el anclaje inicial es importante.

El anclaje bicortical debe esforzarse en cualquier momento que sea necesario, porque este no solo aumenta el soporte de hueso cortical, pero también la resistencia de flexión (fig. 6).



2.2 DISTRIBUCIÓN DE CARGAS A VARIOS IMPLANTES.

Una prótesis soportada por varios implantes resulta en una estructura combinada en la cual la distribución de las cargas aplicadas depende de la rigidez de los miembros involucrados así como el arreglo de la geometría.

Las fuerzas distribuidas a varios implantes, unidos para soportar una prótesis pueden estar afectadas por varios factores, incluyendo el número de implantes, la colocación o ubicación de los implantes, la geometría de la mandíbula, la longitud del puente volado, la resistencia relativa de los elementos involucrados en toda la estructura. Algunos de estos factores son externos; la amplitud de esta investigación, la cual estaba enfocada a la distribución de la carga en implantes localizados uniformemente en una mandíbula desdentada en conjunto con una estructura simétrica.

Se observó que la distribución de la magnitud de la fuerza, es diferente en un lado de la mandíbula que en el otro. Este fenómeno puede estar relacionado con la forma asimétrica

o a la estructura específica de la mandíbula la cual puede resultar en una deformación bilateral desigual bajo carga.

Por lo general, las fuerzas que son distribuidas en los tornillos son directamente proporcionales a la distancia de los puntos de carga.

Las fuerzas en los implantes cercanos al punto de carga incrementaron en promedio cerca de 1 a 4 N cuando la longitud de los puentes volados incrementaron por 5 mm. Esto puede ser comprensible por el conocimiento de la deflexión de un implante bajo torsión, que fue proporcional a la longitud del puente volado a la carga aplicada. La respuesta a la carga fue elástica como un enlace estrecho en los implantes con la mandíbula y una conexión fija con la superestructura elástica.

Las cargas en los implantes adyacentes a los sitios de carga incrementa significativamente cuando decrece el número de implantes usados, como consecuencia de una carga compartida a varios implantes.

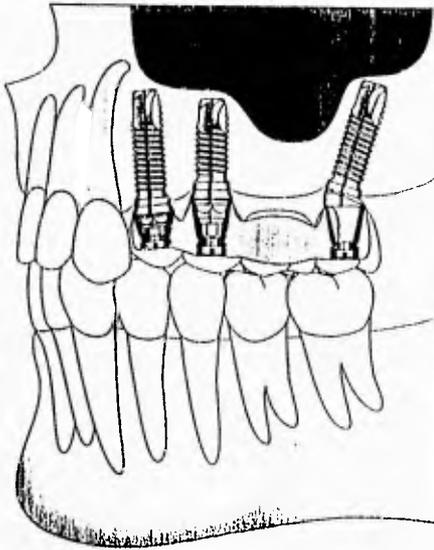
La restauración del arco completo esta basada en el uso de implantes múltiples, colocados en una línea curva dictada por el hueso residual. Esta línea curva crea una gran capacidad inherente a contrarrestar una fuerza transversa con fuerzas axiales; cualquier potencial de flexión alrededor de una línea combinando cualquier implante será efectivamente contrarrestado por las fuerzas axiales en implantes colocados en esa línea.

Como hay variaciones amplias en la forma de la mandíbula de un sujeto a otro, una fuerza desequilibrada en la mandíbula puede provocar situaciones clínicas en las cuales pueden conducir a una distorsión gradual de la superestructura, daño a algunos de sus componentes dentro de la superestructura o a la destrucción de la interfase entre el hueso y el implante si la sobrecarga va más allá de los límites fisiológicos del hueso.

La explicación de este fenómeno es efectuada como en una palanca clase I donde una fuerza axial es ejecutada en un puente volado distal. Las fuerzas compresivas en el pilar terminal contralateral fueron las que indicaron la torsión en la línea media de la superestructura. Los pilares estuvieron ejerciendo fuerzas en la superestructura para prevenirlas de la

inclinación distal mientras la carga es aplicada al puente volado del lado opuesto. Sin embargo es notable que la fuerza compresiva no es obvia en el segundo tornillo cercano a los sitios de carga.

En la distribución de la fuerza, momento de flexión, y el torque están determinadas por el análisis estructural para el sistema de implantes oseointegrados. El sistema es una prótesis dental conectada al hueso por implantes (fig. 7).



Como los implantes tienen una rigidez flexural más baja que la de los componentes de la estructura, son considerados para ser los componentes estructurales únicos del sistema. En el análisis, el número y posición de los implantes es variable, y la magnitud y la dirección de las cargas aplicadas son arbitrarias.

El resultado inmediato del análisis estructural es que en el momento de flexión debido al componente vertical de la carga aplicada puede producir tensiones en el implante el cual está en un orden de magnitud más grande que las tensiones axiales directas.

CAPITULO III

CONSIDERACIONES PARA EL DISEÑO PROTESICO

CONSIDERACIONES PARA EL DISEÑO PROTESICO.

Es importante visualizar el diseño final de la reconstrucción protésica con respecto a la dimensión, contornos oclusales y función. Después estas consideraciones deben estar dadas a las limitaciones anatómicas relacionadas con el número de implantes y su posición, y como este corresponde a los requerimientos de soporte separados. Debe haber un balance entre las demandas y las posibilidades en la parte inicial del plan de tratamiento.

En el caso de tres unidades protésicas, la situación ideal para el punto de vista biomecánico es tres implantes colocados en una configuración escasamente curva, con el implante medio compensado a un mínimo en dirección bucolingual.

Esta configuración de trípode permite la respuesta de la carga a fuerzas de flexión ser más axiales, minimizando el nivel de tensión que será reducido aproximadamente al 50% por tripodización comparado a una configuración en línea recta con el mismo número de implantes. El trípode debe estar relacionado en donde las cabezas del implante penetran al

hueso de anclaje. Una ligera inclinación del implante puede ser una forma útil para permitir tal colocación.

Si únicamente pueden ser colocados dos implantes, preferiblemente deben ser colocados como soportes finales eliminando las extensiones. Una prótesis de tres unidades con un pónico de cantilever duplica el nivel de tensión en el implante cercano a la extensión, en comparación a la situación en la cual el pónico está colocado entre los dos implantes. Como los dos implantes no pueden prevenir el momento de flexión es necesario diagnosticar los hábitos funcionales del paciente y, si es necesario, reducir las consecuencias de cualquier parafunción.

Actualmente el reemplazamiento de un solo molar soportado por un implante tiene una documentación clínica limitada a largo plazo. Como esta situación tiene gran susceptibilidad a la sobrecarga, la oclusión debe estar desarrollada si solo existen contactos céntricos. Debido al gran nivel potencial de tensión, los tornillos con un diámetro de 4mm o más están recomendados para el reemplazamiento de molares.

El bruxismo, el apretamiento y la condición periodontal de los dientes adyacentes deben estar cuidadosamente evaluada tanto como las condiciones que pudieran contraindicar las restauraciones con un solo implante. En muchas situaciones, deben ser necesarios dos implantes para soportar suficientemente a un solo molar.

Para una gran extensión, las consideraciones biomecánicas para implantes sigue reglas mecánicas simples, basadas en los principios de fuerza de palanca, limitando la extensión de la prótesis y controlando los patrones oclusales y contactos, las situaciones de posible sobre carga pueden ser minimizadas. Colocando los implantes en posición y número como las raíces en vez de un puente fijo que combina los aspectos biomecánicos y estéticos armoniosamente.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES.

Los principios biomecánicos son importantes para el diseño de la prótesis soportada por implantes porque estos comparten un propósito biomecánico común: el restablecimiento de la función masticatoria.

Es por esto que se deben comprender las situaciones inherentes en el reemplazamiento de los dientes naturales y raíces artificiales.

La comprensión de que los factores de tensión son los principales causantes de la resorción de hueso o pérdida temprana del mismo, permite hacer un análisis para poder desarrollar un buen plan de tratamiento para poder reducir esos factores.

La prótesis debe diseñarse para mejorar la distribución de la tensión a través del sistema de implantes para eliminar el torque y fuerzas de corte directas para un diseño oclusal

cuidadoso; dichas fuerzas deben ser siempre verticales en la magnitud del hueso de soporte, así que la preponderancia de la tensión en el hueso será compresiva por naturaleza.

LA TESIS NO DEBE
SER DE LA BIBLIOTECA

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA.

- 1) Palacci, P. Optimal Implant Positioning & Soft Tissue Management for the Branemark System, Quintessence Books, Germany, 1995.
- 2) Misch, C. E. Implantología Contemporánea, Mosby/Doyina libros, 1995.
- 3) Haak, J. E. Elongation and Preload Stress in Dental Implant Abutment Screws, Int J Oral Maxillofac Implant 1995;10:524-536.
- 4) Branemark/Zarb, Tissue-Integrated Protheses. Osseointegration in Clinical Dentistry, Quintessence Books, Germany, 1995.
- 5) Biomechanical Considerations of Prosthodontic Therapy: The Urgent of Research into Alveolar Bone Responses, Int J Maxillofac Implants 1993;8(2):179-185.

- 6) Wang, S., Hobkirk, J. A. Load Distribution on Implants with a Cantilevered Superstructure: an in Vivo Pilot Study, *Implant Dentistry*, Spring 1996;5:36-42.
- 7) Bidez, M.C., Misch, C.E., Force Transfer in Implant Dentistry: Basic Concepts and Principles, *J Oral Implantology* 1992;18(3):264-274.
- 8) Richter, E.J., Basic Biomechanics of Dental Implants in Prosthetic Dentistry, *J Prosthet Dent*, 1989May;61(5):602-609.
- 9) Brunski, J.B., Biomechanics in Oral Implants: Future research Directions, *J Dent Educ* 1988 Dec;52(12):775-787.
- 10) Morgan, M.J., Force and Moment Distributions Among Osseointegrated Dental implants, *J Biomechanics* 28(9):1103-1109;1995 set.
- 11) Misch, C.E. Early Crestal Bone Loss Etiology and its Effect on Treatment Planning, *Posgrad Dent* 1995;2(3)3-15.
- 12) Richter, E.J. In Vivo Vertical Forces on Implants, *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1995;10:99-108.