

300  
24



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

CONSIDERACIONES OCLUSALES PARA  
LA REHABILITACIÓN DE IMPLANTES  
OSEOINTEGRADOS

# TESINA

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:  
**CIRUJANO DENTISTA**

PRESENTA:  
**LUIS ARTURO NAGORE UTRILLA**

ASESOR DE TESINA  
**C.D. MARIO RODRIGUEZ TIZCAREÑO**



México, D.F. 1996

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**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.

AGRADECIMIENTOS

A LA FACULTAD  
DE ODONTOLOGIA

AL DR. MARIO RODRÍGUEZ T.

A DIOS

A MI FAMILIA

A MIS PADRINOS

## AGRADECIMIENTOS

### A MIS PADRES

Por haberme dado la oportunidad de prepararme y salir adelante en el futuro. Gracias, es la mejor herencia que un hijo puede recibir de sus padres.

Los quiero mucho

### TERE Y SERGIO

Espero que siempre estemos unidos como nos han inculcado nuestros padres.

### NURY

Gracias por estar conmigo en todo momento y por haberme enseñado lo que es el verdadero amor. Por siempre juntos.

Te amo

**CONSIDERACIONES  
OCLUSALES PARA LA  
REHABILITACION DE  
IMPLANTES  
OSEOINTEGRADOS**

## INDICE

	PÁGINA
INTRODUCCION	1
CAPITULO I BIOMECANICA DEL HUESO.	3
TEORIAS DE LA REMODELACION.	6
BIOMECANICA.	9
CAPÍTULO II DIENTES NATURALES E IMPLANTES.	15
CAPÍTULO III ESQUEMAS OCLUSALES.	22
OCCLUSION MEDIAL POSICIONADA LINGUALMENTE.	24
COMPONENTE MAS DEBIL.	30
CAPÍTULO IV MATERIALES OCLUSALES PARA LA PRÓTESIS.	34
CAPÍTULO V MANTENIMIENTO OCLUSAL DE LA PRÓTESIS.	37
DESGASTE	37
FRACTURA	39
CONCLUSIONES	42
BIBLIOGRAFÍA	43

## INTRODUCCION

A lo largo de la historia los odontólogos han intentado utilizar los implantes dentales como solución para los pacientes con problemas de edentulismo ya sea parcial o total. Desgraciadamente la mayoría de los casos habían fracasado. Sin embargo, gracias a esas investigaciones, en los últimos años la implantología a aumentado su demanda ya que ha establecido sus fundamentos teóricos y ha dejado de ser una terapia de rehabilitación simplemente empírica.

Este avanzado procedimiento la puede evitar a los pacientes problemas dentales durante mucho tiempo, sin embargo, esto no sería posible sin la completa cooperación del paciente así como de revisiones periódicas posteriores por parte del odontólogo, de este modo se puede garantizar el éxito del tratamiento. Para esto se debe tomar en cuenta que existen diferencias importantes entre los implantes y los dientes naturales.

Una de las diferencias mas importantes y de la cual se derivan todos los problemas que puedan tener los implantes es que carecen de membrana periodontal, la cual ayuda a reducir las fuerzas de la masticación ya que funciona como amortiguador y por lo tanto el hueso recibe con mayor intensidad dichas fuerzas. Por otro lado, con las prótesis soportadas por implantes se debe tener cuidado de no sobrepasar los límites fisiológicos del paciente para que de este modo se lleve a cabo una adecuada remodelación ósea alrededor de los mismos y evitar así su fracaso.

El propósito de este trabajo es proponer un esquema oclusal adecuado para los diferentes tipos de prótesis y de esta manera reducir las fuerzas dirigidas al hueso a traves del implante para poder garantizar el éxito a largo plazo del tratamiento implantológico.

# CAPITULO I

## BIOMECANICA DEL HUESO

## CAPITULO I

### BIOMECANICA DEL HUESO

La biomecánica es una faceta de la bioingeniería que se encarga de estudiar la respuesta de los tejidos biológicos ante un estímulo aplicado sobre los mismos (14). La biomecánica ósea por tanto, es la respuesta del hueso ante una fuerza que actúa sobre él.

Un implante dental esta sometido a diferentes cargas o fuerzas durante su función, estas cargas transmiten una tensión dirigida directamente al hueso que lo rodea. Se conoce como tensión a la representación de la magnitud de una fuerza que se distribuye por la superficie sobre la que actúa. (14).

Las fuerzas que actúan sobre un implante y el hueso circundante pueden ser: (figura 1.1).

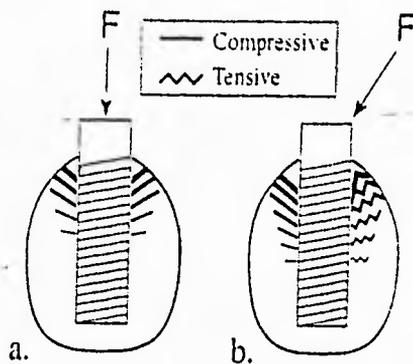
1) compresivas, las que tienden a presionar al implante contra el hueso.

2) traccionales, las que tienden a desalojar al implante de su posición en el hueso.

3) tangenciales, las que hacen girar al implante sobre su eje.

4) fuerzas complejas, cuando se combinan dos o más fuerzas.

Fig. 1.1: A, Fuerza axial produce fuerzas de compresión. B, una fuerza angulada produce mayores cargas de compresión en el lado opuesto y fuerzas traccionales importantes en el mismo lado de la fuerza.



El hueso se caracteriza por tener dos propiedades biofísicas distintas. La primera es la capacidad que tiene para remodelarse por sí mismo y la segunda consiste en una interacción biomecánica con los músculos (15).

Para que exista una reparación ósea en el sitio del implante, se deben presentar ciertas condiciones como:

- a) Células adecuadas.
- b) Nutrición adecuada de esas células y
- c) Un estímulo adecuado (3).

## TEORIAS DE LA REMODELACION ÓSEA

Con respecto a la remodelación ósea existen varias teorías.

Hart y Davy propusieron dos teorías, la primera dice que probablemente el iniciador de la actividad remodeladora es la torsión sufrida por el implante ya que este puede transmitir la deformación mecánica. Experiencias clínicas han demostrado que en la región implantada, aumenta la cantidad y densidad del hueso trabecular y cortical, siempre que se mantengan los factores fisiológicos.

El segundo concepto es el de equilibrio de la remodelación que se refiere a la situación en la que el hueso se reabsorbe y deposita simultáneamente sin producir cambios en la geometría o en las propiedades mecánicas del tejido.

Una de las primeras teorías fué propuesta por Kummer, que trataba de encontrar una relación entre la tensión y el grado de remodelación.

Gjelsvik propuso un modelo eléctrico que era activado por un vector inducido por la tensión.

Wolff afirmó que la arquitectura ósea depende de la orientación de la tensión principal y que los huesos tanto trabecular como cortical son de un mismo material, difiriendo solo en la porosidad.

Fyhrie y Carter comunicaron en 1986 que los fenómenos de remodelación perfeccionan dos funciones principales: alineando la arquitectura trabecular con la dirección de la tensión principal y potenciando la resistencia del material al mismo tiempo que se reduce la cantidad de dicho material, esto concuerda con los estudios bidimensionales de Hayes y Snyder en los que se observaba una relación entre la densidad y la tensión efectiva de *Von Mises*. En un modelo tridimensional estudiado por Stone y Cols se observó una escasa relación entre la densidad y la tensión de *Von Mises*.

La teoría de elasticidad adaptativa describe la remodelación ósea como función de las circunstancias mecánicas cambiantes en lugar de predecir la configuración óptima del hueso, concretamente predice que el hueso cortical se adaptará bajo el efecto de una carga para conseguir un estado de torsión en equilibrio y el estado de deformación real.

Brunski y Cols publicaron los resultados obtenidos en estudios con perros en los que un implante entró en funcionamiento inmediatamente mientras que el otro fue protegido de las cargas oclusales, en el primero se formó una cápsula fibrosa mientras que en el otro se formó tejido mineralizado.

Branemark y Cols observaron la presencia de hueso directamente a nivel de la interfase en implantes sometidos a un período de cicatrización de 4-6 meses.

## BIOMECANICA

Las tensiones generadas en un implante y los tejidos circundantes bajo el efecto de una carga, tienen influencia sobre la vida de los implantes. La aplicación de una carga sobre un implante produce una deformación de éste y de los tejidos que lo rodean, los cuales pueden responder iniciando la actividad de remodelación ósea.

Es necesario establecer una relación entre la fuerza (tensión) aplicada a un implante y la deformación (torsión) que sufre todo el sistema posteriormente. La única forma de controlar la torsión que sufren los tejidos, es controlar la tensión aplicada, esto depende del diseño del implante, la cirugía y la restauración así como del tamaño de las mesetas oclusales, del empleo de sobredentaduras o prótesis fija y del diseño oclusal.

El hueso tiene una resistencia a la compresión de 193 MPa, una resistencia a la tracción de 133 MPa y a las fuerzas tangenciales de 68 MPa, por lo tanto en los diseños oclusales

se tiende a reducir en lo posible la tracción y eliminar las fuerzas tangenciales.

Una carga aplicada sobre el eje longitudinal del implante, genera mayor compresión que tracción o desgarre y toda carga que actúa en ángulo se separa en fuerzas normales y tangenciales, cuanto mayor sea el ángulo, mayores serán las fuerzas de compresión, tracción y tangenciales; los componentes de estas fuerzas dependen de la magnitud de la tensión y del tipo de tensión.

Las cargas horizontales o laterales aumentan las fuerzas de tracción y tangenciales a nivel de la cresta del reborde, por lo que es necesario reducirlas en el diseño oclusal, sobre todo en los voladizos o las coronas con diferencias corona-implante elevadas. Es recomendable establecer ligeros contactos oclusales en los voladizos ya que generan fuerzas de tracción y tangenciales sobre el pilar mas distal.

El ángulo de la fuerza influye en el límite de la resistencia ósea tanto a la tracción como a la compresión de 193 a 173 MPa, la resistencia a la tracción de 133 a 100 MPa;

cuando la fuerza es de 60 grados disminuye hasta 133 MPa ante la compresión y 60.5 ante la tracción, esto nos obliga a suprimir las fuerzas laterales (Figura 1.2).

Es necesario lograr las cargas axiales sobre los implantes cuando aumentan la duración y/o la intensidad de la fuerza ( en caso de parafunción) y cuando no sea posible se deberán colocar mecanismos para limitar el efecto negativo de las cargas laterales.

Cuando se ferulizan dos implantes, se reduce la tensión localizada sobre el hueso de la cresta y siempre que aumente la magnitud, dirección o la duración de la fuerza se deberá aumentar el número de implantes.

FIG. 1.2. Tabla de resistencia del hueso cortical en función del angulo de la carga.

	Strength (MPa)	Direction of Load
Compressive	193.0	Longitudinal
	173.0	30° off axis
	133.0	60° off axis
	133.0	Transverse
Tensile	133.0	Longitudinal
	100.0	30° off axis
	60.5	60° off axis
	51.0	Transverse

\*From Cowin SL: Bone mechanics. Boca Raton, Fla. CRC Press, 1989.

Los implantes mas anchos tienen mayor superficie de contacto con el hueso y disminuyen así las fuerzas de compresión y tangenciales que con los implantes angostos, cuando se emplean implantes angostos en donde soportarán mayores fuerzas esta indicado colocar mas implantes para compensar su estrechez. Cuando las fuerzas tengan mayor intensidad, duración o ambas, se puede aumentar el reborde alveolar para colocar implantes mas anchos, también se puede modificar el tipo de rehabilitación cambiando una prótesis fija a otra removible, lo cual tiene buenos resultados cuando existe parafunción nocturna y se puede retirar la prótesis para eliminar las tensiones. Además en la prótesis removible se pueden incluir elementos para permitir que los tejidos blandos ayuden a disipar las cargas.

La tensión aplicada dependerá también del tamaño de las mesetas oclusales, de los descargadores de estrés, del empleo de sobredentadura o prótesis fija y del diseño oclusal; cuanto mayor sea la tensión aplicada a los implantes mayor será la diferencia de torsión entre el material del implante y el hueso, en este caso es menos probable que el implante quede

perfectamente fijo al hueso y aumentan las posibilidades de que se forme una interfase de tejido fibroso.

Cuanto mas ancha sea la meseta oclusal hay mas contactos durante la masticación o parafunción. Los implantes con forma de raíz mas anchos ofrecen menos fuerzas que los implantes angostos, por lo tanto, mientras mas angosto sea el implante tiene mayor importancia la anchura de la meseta oclusal durante la masticación, la magnitud de la fuerza para penetrar el bolo alimenticio también depende de la meseta oclusal, con una superficie mayor se requiere mayor fuerza del sistema estomatognático para masticar el bolo alimenticio.

La mandíbula tiene mas hueso compacto a nivel del borde inferior, menos en la cara superior y hueso trabecular de mayor calidad entre los agujeros mentonianos. La presencia de dientes o implantes, aumentan notablemente la cantidad y la densidad del hueso trabecular.

Con respecto a la velocidad de la carga, el hueso es mas rígido y resistente a mayores velocidades de deformación, el

hueso cede con cargas de mayor intensidad, por consiguiente el hueso es mas quebradizo a mayor velocidad de carga.

Con respecto a la duración de la carga Carter y Caler describieron la lesión o fractura ósea como la suma del daño producido por la carga acumulativa y la carga cíclica o de fatiga, así como la interacción relativa de ambos.

La acumulación se refiere al fenómeno por el cual un material sigue presentando una deformación en función del tiempo cuando se somete a una carga constante.

La resistencia a la fatiga de un material define su resistencia final por debajo de la cual se somete repetidamente a un número infinito de ciclos sin que ceda. Debido al gran número de ciclos que se producen durante la función oral, es probable que la resistencia del hueso relativamente baja, vaya solucionandose por medio del proceso de remodelación ósea.

## CAPITULO II

DIENTES NATURALES  
E IMPLANTES

## CAPITULO II

### DIENTES NATURALES E IMPLANTES

La relación del periodonto con los implantes es diferente de los tejidos alrededor de los dientes naturales. Con la oseointegración, el implante se asemeja mucho a un diente anquilosado, por lo tanto, los implantes no tienen tanta movilidad como los dientes, con informes de movilidad de 10 micras en implantes cargados con 500 g de fuerza (5). Aparentemente, alrededor de los implantes se desarrolla cierta sensación propioceptiva, lo que sugiere que el ligamento periodontal no es el único responsable de esta función (12).

Los tejidos gingivales forman una banda firmemente adherida alrededor de los implantes. En el surco gingival hay un análogo al epitelio de unión; los experimentos demuestran formación de hemidesmosomas adheriendo células epiteliales al titanio (7-8). La ausencia de cemento significa que con un implante una sonda periodontal pasa con facilidad en sentido apical ya que no hay fibras gingivales que lo impidan. Las

medidas de profundidad de las bolsas alrededor de los implantes no se pueden comparar con las obtenidas sobre los dientes.

Los tejidos gingivales alrededor de los implantes tienen un recubrimiento epitelial intacto hacia el surco gingival y casi el mismo número de células inflamatorias que las que hay alrededor de los dientes naturales (4). Por lo tanto, al sondear con suavidad si presenta hemorragia, indicará que hay una cantidad importante de inflamación inducida por la placa.

Aunque algunos investigadores sugieren que la cantidad de tejido queratinizado no es un factor para la inflamación, parece ser que la gingivitis periimplante aumenta cuando no hay encía queratinizada (4).

La acumulación de placa puede producir hiperplasia de tejidos blandos cuando el soporte cilíndrico tiene un extremo filoso en el margen gingival (1) y, por lo general, se controla con limpieza mecánica, uso de enjuagues con clorhexidina y administración de metronidazol. En casos graves es necesaria la remoción quirúrgica.

La patosis periapical es eliminada en la fase inicial del tratamiento, los defectos periodontales óseos en dientes adyacentes a sitios de implantes pueden ser tratados antes o durante la colocación de los implantes (20).

Cuando esta indicada la cirugía resectiva ósea alrededor de la dentición remanente, se hace antes de la colocación de los implantes, el cirujano estará enterado del grado de resorción ósea alrededor de la cresta residual para no poner en peligro la colocación de implantes futuros. La sobrerreducción de la altura y ancho de la cresta no permitirá un sitio óptimo para implantes (20).

Los signos de trauma oclusal sobre los dientes naturales suelen ser reversibles: sensibilidad, hiperemia o aumento de la movilidad (6). La existencia de una membrana periodontal en los dientes reduce notablemente la tensión generada por las cargas verticales y horizontales y va dirigida hacia la cresta ósea (9).

Con los implantes no se producen los signos y síntomas reversibles que se observan en caso de traumatismo. Al no existir una interfase de tejido blando entre el cuerpo del implante y el hueso la mayor parte de la fuerza se localiza directamente en la región transósea implante- hueso (2). La intensidad de la fuerza puede provocar microfracturas de hueso, problemas mecánicos, pérdida ósea alrededor de los implantes o una inestabilidad de la rehabilitación.

Los contactos prematuros de 100 micrones no tienen influencia en las fuerzas verticales durante la masticación tanto para los dientes como para los implantes, pero los contactos de 200 micrones o más pueden aumentar significativamente la tensión sobre el implante, contrariamente a lo que sucede con los dientes naturales que toleran mas estos contactos gracias a las propiedades resilientes del periodonto, sin embargo, Laurell y Lundgren reportaron que los contactos prematuros de 60 micrones son suficientes para alterar considerablemente las fuerzas de contacto en una dentición natural (17).

El diámetro cervical de los dientes también ayuda a reducir las cargas crestales. Debido a todo esto los dientes naturales tienen un componente de alivio de tensiones mayor que los implantes, sobre todo bajo fuerzas laterales.

La distribución de la fuerza a la interfase del implante oseointegrado es completamente diferente en comparación a los dientes naturales en los que la distribución depende del micromovimiento inducido por el ligamento periodontal, este micromovimiento también es permitido por el módulo de elasticidad del hueso, sin embargo, los implantes oseointegrados no tienen micromovimiento suficiente para distribuir las fuerzas igualmente que los dientes naturales (19).

La diferencia de movilidad de los dientes y su efecto en la distribución de las fuerzas no se aplica a la comparación de dientes naturales e implantes involucrados en la misma prótesis. Por definición, la oseointegración no permite otro movimiento que no sea el del módulo de elasticidad del hueso (19).

Debido a que un implante no posee membrana periodontal existen dudas sobre las posibilidades de que un implante (inmóvil) soporte toda la carga de la prótesis cuando se una a dientes naturales (móviles), dicha movilidad influye en el tratamiento más que ningún otro factor ya que los dientes no soportan a los implantes sino que son los implantes los que soportan a los dientes (19).

La movilidad vertical de los dientes oscila entre 8 y 28 micras bajo el efecto de una fuerza, dependiendo del tamaño, número y geometría de las raíces. Una vez que tiene lugar el movimiento dental inicial, el movimiento secundario refleja las propiedades del hueso circundante. La movilidad axial de un implante es de 3 a 5 micrones y depende del cuerpo del mismo y del módulo de elasticidad del hueso.

Dado que la diferencia en la movilidad vertical puede ser de hasta 25 micrones se debe tomar en cuenta esta diferencia en los contactos iniciales o el implante soportará mas carga que los dientes.

La prótesis implantosoportada apenas debe hacer contacto y los dientes naturales deben mostrar contactos mayores. En las coronas de los implantes solo deben existir contactos oclusales axiales y pueden tener la misma intensidad que en los dientes naturales.

La movilidad horizontal de los dientes naturales anteriores es de 64 a 108 micrones. La movilidad de un implante oscila entre 12 micrones en hueso denso y 140 en hueso esponjoso. Cuando existe una combinación de dientes e implantes no ferulizados en la parte anterior del arco, las fuerzas producidas durante los desplazamientos deben distribuirse principalmente por los dientes naturales, en este caso existen componentes importantes que contribuyen a la movilidad del sistema: el implante, el hueso, el diente y la prótesis.

# CAPITULO III

## ESQUEMAS OCLUSALES

## CAPITULO III

### ESQUEMAS OCLUSALES

El sistema estomatognático produce menos fuerza cuando la zona posterior de los arcos dentales no están en contacto. Esto se ha confirmado en estudios electromiográficos comparando las fuerzas de mordida anterior y posterior. Por lo tanto, se debe desocluir los segmentos posteriores en todos los desplazamientos laterales cuando se oponen a dientes naturales, para reducir la magnitud de las fuerzas dirigidas a los implantes posteriores, ésto quiere decir que se deberá establecer una protección canina, sin embargo, cuando antagonizan implantes entre sí, tanto unilaterales como bilaterales se deberá proveer de una función de grupo, al igual que una rehabilitación total fija sobre implantes antagonizando contra dientes naturales para distribuir las fuerzas masticatorias sobre todos los implantes posteriores.

En el caso de implantes únicos posteriores, es preferible colocar tantos implantes como el número de raíces de los dientes

El objetivo de un esquema oclusal sería mantener las cargas que se han transferido al implante dentro de los límites fisiológicos del paciente, que no son iguales para todos los pacientes ni para todas las restauraciones. Las fuerzas que genera el sistema estomatognático de un paciente depende de: la dinámica masticatoria, el tamaño de la lengua, la posición de los implantes en el arco y su localización, la forma del arco de implantes y si el paciente presenta parafunciones.

Se pueden disipar esas fuerzas eligiendo el tamaño, número y posición mas adecuada de los implantes, así como, empleando elementos para reducir las tensiones o aumentando la densidad ósea mediante carga progresiva.

Los principios oclusales son muy variables y dependen de: la posición, el tamaño, el número, forma y la posición de los implantes y de los dientes remanentes que dan lugar a innumerables combinaciones.

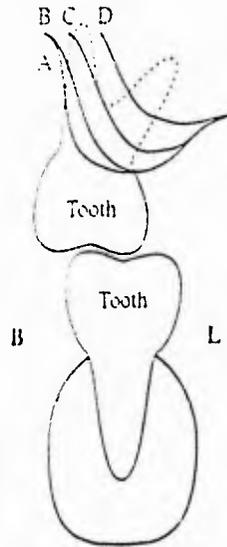
El cuerpo del implante se deberá colocar en medio de la cresta ósea edéntula, o sea en la zona de la fosa central aunque se puede colocar un poco mas lingual, en este caso se deberá modificar la cara

oclusal de los dientes naturales que antogonisan con este implante para que el contacto principal se dirija al eje longitudinal del cuerpo del mismo.

### **OCLUSION MEDIAL POSICIONADA LINGUALMENTE**

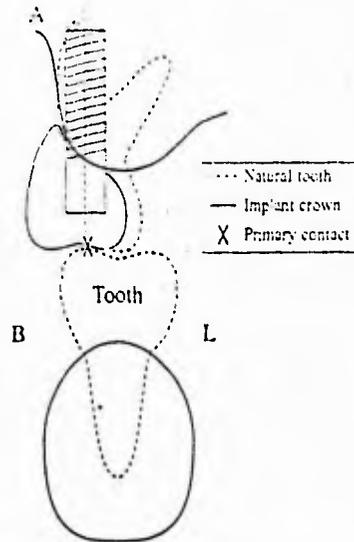
Cuando se conservan algunos dientes el reborde posterior edéntulo del arco maxilar queda mas vestibular que el arco mandibular. Si se han perdido los dientes posteriores el reborde edéntulo pierde anchura y posteriormente altura al ir reabsorbiéndose: de división A a división B, de división B a división C y posteriormente a división D. Por tal motivo los implantes colocados en el arco maxilar, van desviándose hacia la línea media. El aumento subantral permite colocar implantes endoóseos hasta en un hueso de división D (Figura 3.1).

Figura 3.1: Clasificación del reborde residual tras la pérdida de los dientes. División A-D; B= Bucal; L ó P= Lingual o Palatino.



En el hueso maxilar de división A, los implantes posteriores se colocan en la zona de la fosa central de los dientes antagonistas. En regiones con importancia estética no se puede reducir la parte vestibular de la meseta oclusal, porque se alteraría dicha estética en la restauración, por lo tanto se debería realizar una corona de pilar de borde biselado modificado. En un implante maxilar opuesto a un molar natural, la cúspide vestibular inferior queda en contacto principal con la fosa central de la corona del implante superior. Es frecuente reducir el ancho y la altura del contorno lingual de la corona del implante para limitar las cargas desviadas producidas por el diente natural opuesto (Figura 3.2).

Figura 3.2: Reducción de la cúspide y el contorno linguales para limitar las cargas desviadas por el diente opuesto.



Cuando se oponen entre sí implantes, en el arco maxilar y el arco mandibular en zonas de división A, se puede colocar la cúspide vestibular inferior mas medial y a menor altura ocluyendo con la zona de la cúspide lingual de la fosa central de las coronas de los implantes maxilares. De esta manera se reducirá la meseta oclusal total de la mandíbula. Si los implantes opuestos no pueden soportar las cargas de ambos cuerpos de implantes en dirección axial, el mas débil en cuanto a densidad ósea, diámetro, longitud, etc., queda protegido por el mas eficaz.

Cuando los implantes tanto maxilares como mandibulares se oponen entre sí, en la región posterior del hueso de división A, cada uno de los implantes queda colocado bajo la zona de la fosa central.



punta de la cúspide para cargar el cuerpo del implante en dirección de su eje longitudinal. La cúspide vestibular del implante mandibular queda situada sobre el cuerpo del implante de división B mas medial, con esto se reduce considerablemente la meseta oclusal.

El implante mandibular de división B situada en posición medial puede necesitar una corona de una sola cúspide, sobre todo si su ancho es reducido. En ocasiones es necesaria una angulación para evitar la fosa submandibular lo que obliga a colocar el implante con un ángulo medial, debido a ello se puede colocar una corona que emerja mas lingual o un pilar angulado para evitar que la corona se extienda hacia la lengua (Figura 4).

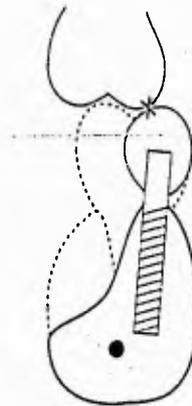


Figura 3.4: Corona de un implante inferior en hueso de división B con una sola cúspide.

Los implantes en el arco maxilar de división B, se suelen colocar bajo la zona de la cúspide palatina. Ya que las razones estéticas impiden reducir la meseta oclusal por la zona vestibular, por tal motivo la cúspide bucal quedará desviada en relación con la vestibular y fuera de oclusión en relación céntrica y durante los desplazamientos mandibulares. La cúspide bucal del diente natural se reduce en altura y hacia la zona media para evitar cargas desviadas sobre el implante.

En oclusión céntrica, el contacto principal es la cúspide palatina maxilar sobre el cuerpo del implante y la zona de la fosa central del diente natural.

Cuando se colocan implantes en posición de división B en ambos arcos dentales, la prótesis superior es similar a la anterior, pero la corona del implante mandibular pierde todavía mas anchura a expensas de la cúspide bucal hasta obtener un componente de fuerza axial de al menos  $20^\circ$ . Si esto no es posible la carga axial estará determinada por el implante mas débil.

Cuando el reborde cambia de división B a división C o D debido a la resorción, la cúspide palatina se convierte en el contacto principal y se tendrá que establecer una oclusión cruzada.

### EL COMPONENTE MAS DÉBIL

El principio del componente mas débil se aplica cuando un segmento presenta diferentes factores de fuerza o esta mas expuesto a complicaciones que una zona opuesta. Por ejemplo en el caso de una zona maxilar totalmente edéntula restaurada con una dentadura convencional opuesta a una restauración implantosoportada, el patrón oclusal esta determinado por el maxilar, ya que es la zona más débil.

Los tejidos blandos de la prótesis totalmente removible convencional, que se opone a una prótesis soportada por implantes, se desplaza mas de 2mm (13) y constituyen un reductor de tensiones más eficaz.

Las fuerzas laterales no producen cargas cretales tan importantes sobre los implantes, debido a que la prótesis no es rígida. Por tal motivo se debe elaborar un patrón oclusal que favorezca a la dentadura convencional.

El tratamiento implantológico que se presenta con mayor frecuencia para pacientes totalmente edéntulos, consiste en una dentadura convencional mucosoportada superior y una restauración implantoportada mandibular, en este caso se debe elevar el plano de oclusión posterior y se emplea una oclusión lingualizada en posición medial al igual que una oclusión balanceada bilateral.

Cuando existen voladizos y zonas de carga desviadas se aplican contactos mas intensos sobre los implantes para reducir las fuerzas compresivas aplicadas en el voladizo distal y las fuerzas traccionales y tangenciales sobre el pilar del implante mas anterior. Siempre que sea posible, se deben reducir las fuerzas oclusales y eliminar los contactos laterales a nivel de los voladizos posteriores o los púnticos desviados anteriores.

Entre los métodos para disminuir las fuerzas sobre los implantes anteriores opuestos a una dentición natural o una restauración fija, se encuentra la distribución de las fuerzas en implantes ferulizados. Debido a esto se colocan implantes ferulizados anteriores en el canino y el incisivo lateral, o en el canino y el incisivo central, o el canino y primer premolar, en este orden de preferencia cuando no es posible colocar implantes en la

región canina, es necesario colocar tres implantes en el cuadrante anterior del arco. Se suele necesitar un mínimo de dos implantes anteriores en cada desplazamiento y un mínimo de tres cuando existen fuerzas adicionales (bruxismo). Figuras 3.5-3.7.

Fig. 3.5 Ferulización del canino y lateral para soportar los movimientos laterales.

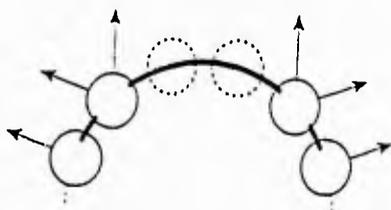


Figura 3.6: Ferulizando los implantes de los caninos y los incisivos centrales también se pueden desocluir fuerzas laterales. Las coronas de los implantes centrales plantean mas problemas estéticos que los incisivos laterales.

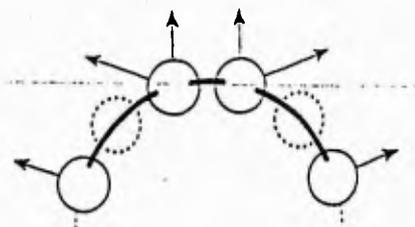
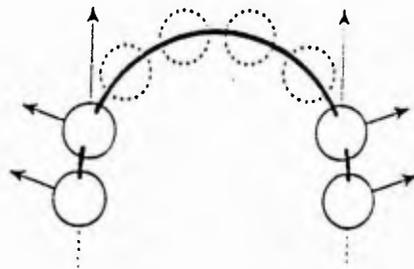


Figura 3.7: Es importante ferulizar los implante maxilares de las regiones de los caninos y los primeros premolares. Los desplazamientos laterales generan mayores fuerzass que las otras opciones ya que los premolares estan en contacto. Por consiguiente, esta disposición no es adecuada.



# CAPITULO IV

MATERIALES OCLUSALES  
PARA LA PROTESIS

## CAPITULO IV

### MATERIALES OCLUSALES PARA LA PRÓTESIS

Los materiales que conforman la parte oclusal de la prótesis influyen en la transmisión de la fuerza y en el mantenimiento de los esquemas oclusales. Las cargas de impacto dan origen a cortos episodios donde aumentan las fuerzas, que dependen sobre todo de la velocidad de cierre y del efecto amortiguador del material oclusal. El material influye sobre las cargas de impacto, mientras que su efecto es mínimo sobre las fuerzas continuadas (apretamiento). La absorción de las tensiones que generan las cargas depende de la dureza del material. La porcelana es 2.5 veces mas dura que los dientes naturales, la resina acrílica tiene una dureza de 17 kg/mm cuadrado, mientras que el esmalte tiene 350 kg/mm cuadrado de dureza (14). Una resina compuesta puede tener una dureza que equivale al 85% de la del esmalte. Por lo tanto, las cargas disminuyen con el acrílico, aumentan con el composite, aumentan mas con el esmalte y mucho mas con la porcelana. En un paciente sin parafunción puede emplearse cualquier material sin riesgo alguno, ya que los dientes sin parafunción ocluyen 30 minutos cada

día o menos con una fuerza inferior a 30 Lbf. Sin embargo, el bruxismo multiplica por 10 la duración, velocidad y magnitud de la fuerza. Por lo anterior el tipo de material influye considerablemente en la interfase entre hueso-implante y sus componentes cuando existe esta alteración.

La porcelana, el acrílico y el composite se fracturan con cargas muy intensas o incluso con cargas menores pero de mayor duración, angulación, o frecuencia. El empleo del acrílico o composite permite reducir la carga de impacto pero se rompen con mayor facilidad. La resina acrílica tiene una resistencia a la compresión de 11 000 psi, mientras que la del esmalte es de 40 000 psi (14). La resina compuesta es 3 veces mas resistente que el acrílico. El metal no se fractura con facilidad, ofrece bastante resistencia al desgaste y genera menos tensión que la porcelana.

Para la carga ósea progresiva se emplean prótesis provisionales de material acrílico. Al madurar el hueso aumentan tanto la cantidad de tejido óseo en contacto con el implante como la densidad ósea, disminuyendo los efectos negativos de las cargas.

Se recomienda que los pacientes con parafunción utilicen restauraciones provisionales de material acrílico durante períodos prolongados para mejorar la interfase entre hueso e implante durante el período de carga progresiva. Cuando la densidad ósea mejora hay que considerar la posibilidad de cambiar a una superficie oclusal metálica para prevenir las fracturas a largo plazo y reducir la fuerza de impacto, ya que estos riesgos son siempre mayores con la porcelana.

Shultz estudió las diferencias entre las prótesis de acrílico, oro y porcelana en relación con la eficacia masticatoria en dos pacientes con dentaduras idénticas, excepto en el material oclusal. El acrílico tuvo un 30% más de eficacia que la porcelana, y las superficies oclusales de oro fueron iguales a las de la porcelana (16).

# CAPITULO V

## MANTENIMIENTO OCLUSAL DE LA PROTESIS

## CAPITULO V

### MANTENIMIENTO OCLUSAL DE LA PRÓTESIS

#### DESGASTE

El mantenimiento de un esquema oclusal depende en cierto grado del desgaste del material. El desgaste se define como el deterioro, el cambio o la pérdida de una superficie como consecuencia del uso (14). Los factores que influyen en la cantidad del desgaste son la magnitud, el ángulo, la duración y la velocidad de la fuerza que actúa sobre la superficie, la dureza y el acabado de la superficie, así como el efecto lubricante, la temperatura y las características del entorno inmediato (14). La pérdida total de volumen de las superficies oclusales opuestas tienen una importancia en el mantenimiento oclusal. Un desgaste oclusal importante provoca la modificación de los contactos en oclusión céntrica, durante los desplazamientos, de la oclusión en relación con la dimensión vertical y de la estética.

Se ha determinado una pérdida media total de volúmen para el esmalte, el acrílico, el oro y la porcelana opuestos entre sí. La resina se desgasta de 7 a 30 veces mas rápido cuando se opone a oro, resina esmalte o porcelana. Por ello, cuando se emplea resina opuesta a oro, los contactos oclusales no se mantienen a largo plazo y pueden aumentar las fuerzas laterales (14). La diferencia en el desgaste entre el acrílico y la resina compuesta puede llegar a 1.5mm mas en altura de las cúspides, con el acrílico opuesto a acrílico después de 2 000 ciclos de desgaste (17). Por lo tanto, el material que mejor reduce las cargas es el que peor resiste el desgaste.

La pérdida total de volúmen altera los contactos oclusales o la dimensión vertical mas que el desgaste de un material en comparación con el de otro. La porcelana con porcelana y la porcelana con esmalte se desgasta mas que cualquier otra combinación de restauraciones. El oro, independientemente del material opuesto, siempre pierde menos volúmen que cualquier otro material.

Los materiales mas utilizados para las superficies oclusales en implantología son la porcelana fusionada a oro en donde se requiere mayor estética opuestas a superficies de oro en zonas de menor

requerimiento estético, o las superficies metálicas en ambas arcadas en caso de parafunción o de que exista un espacio interarcadas marginal. En caso de parafunción exagerada, no se recomienda la porcelana opuesta a porcelana, ya que pierde volumen y se fractura mas facilmente que la opuesta a metal. Empleando un esquema de carga ósea progresiva mas prolongada con superficies acrílicas se puede aplicar porcelana en las zonas de mayor importancia estética. Existen dientes de resina compuesta que se desgastan menos que los de material acrílico y se aproximan mas al esmalte. Sin embargo, se fracturan mas que la porcelana o el oro y no tienen un color tan estable como la porcelana (Figura 5.1).

## FRACTURA

Los implantes, los componentes y la prótesis soportan carga de diferente magnitud, duración, dirección y frecuencia. Por esto puede producirse una deformación permanente, y después de varios años de servicio se podrá esperar la fractura por fatiga y deslizamiento. La mayoría de profesionistas aún no tienen una vision a largo plazo acerca de estas complicaciones. En la logevidad de los implantes influyen el material la deformaci+ón permanente, deslizamiento o la fractura. La fractura de la porcelana es la tercera causa mas frecuente

que obliga a sustituir una prótesis sobre dientes naturales (18) para prevenir esto la porcelana deberá tener un espesor de 2mm (14). Muchos laboratorios fabrican coñas muy finas sobre los implantes y los dientes, añadiendo seguidamente porcelana a la meseta oclusal final, por ello quedan zonas de porcelana de 6mm sin soporte.

La fractura de material acrílico es una complicación mas frecuente con las reconstrucciones fijas que con las dentaduras completas. Los dientes acrílicos sobre dentaduras convencionales no reciben las fuerzas que se producen en las restauraciones implanto-soportadas. A diferencia de la porcelana, la resistencia del acrílico aumenta con su volúmen. Las prótesis posteriores de acrílico o composite se fracturan con frecuencia ya que no tienen una resistencia a la fatiga ni un límite de elasticidad adecuados para la fuerza que se genera en caso de parafunción o de voladizo. Debido a ello el material de elección es la porcelana o el metal.

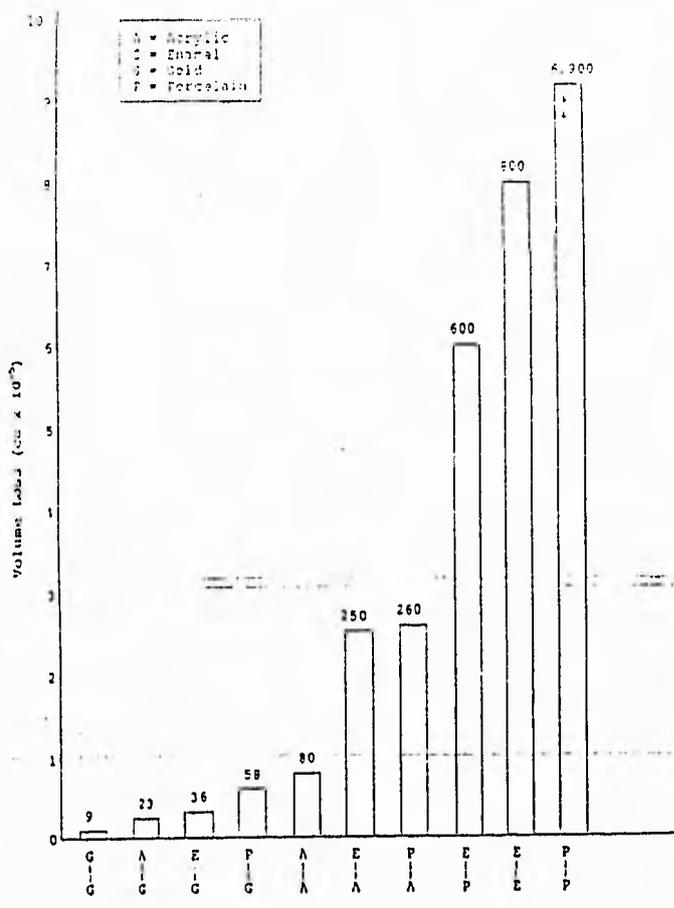


Fig. 5.1 Gráfica entre la pérdida de volúmen del material y las diferentes combinaciones de los mismos.

## CONCLUSIONES

Una vez transcurrido el tiempo de oseointegración de los implantes la siguiente fase del tratamiento consiste en llevar a cabo la rehabilitación protésica. Para esto se debe tomar en cuenta que los implantes no resisten las cargas laterales y mientras mas se reducen mejor pronóstico tendrán.

Debido a que los implantes no tienen movilidad es preferible no unirlos a dientes naturales pero en el caso de que se haga se debe recurrir a elementos que ayuden a disipar las fuerzas dirigidas a esos implantes. De igual forma se debe considerar la cuestión oclusal de la prótesis y el tipo de antagonista para que sea elaborada con el material mas conveniente para cada caso en particular.

## BIBLIOGRAFIA

1. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., and Branemark, P.I.; A 15 years study of osseointegrated in the treatment of the adentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* 10:387,1981.
2. Bidez M.W., Misch C.E.: Force transfer in implant dentistry:Basic Concepts and Principles, *Oral Implant* : 18:264-274,1992.
3. Branemark,P.I., Zarb G, Albrektsson T, editors: tissue integrated prostheses, Chicago, Quintessence Books, 1985, P.130.
4. Carranza, Fermín, A., *Periodontología clínica de Glickman, Interamericana.*
5. Fenton, A., Zamshaid, A., and Davis, D. : Osseointegrated fixture mobility (abstract). *J. Dent. Res.* 66:114,1987.
6. Glickman I.: Inflammation and trauma from occlusion: co-destructive factors in chronic periodontal disease, *J. Periodontol.* 34:5-10, 1963.
7. Gould, T.R., Brunette, D.M., and Westbury, C.: The attachment mechanism of epithelial cell to titanium in vitro. *J. Periodont. Res.*, 16: 611, 1981.
8. Gould, T.R., Brunette, D.M., and Westbury, C.:Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *J. Prosthet. Dent.*, 52:418,1984.
9. Hillman, D.G.: Stress in the periodontal ligament; *J. Periodont. Rest.*,8:51-56,1973.

10. Jimenez-Lopez, Vicente, *Protesis sobre implantes*. Quintessence Verlags-GmbH Berlin, 1993, p.p. 41-43.
11. Jürgen, R.E.: In vivo vertical forces on implants.; *Int. J. Oral Maxillofacial Implants* 10:99-108, 1995.
12. Lunquist, S., and Haraldson, T.: Oclussal perception of thickness in patients with bridges on osseointegrated oral implants. *Scan. J. Dent. Res.*, 92:88, 1984.
13. Little, R.B.: Soft tissue displacement beneath removable partial and complete dentures, *J. Prosthet. Dent.* 12:34-43, 1962.
14. Misch, C.E., *Implantología contemporánea*, Mosby/doyme libros, 1995.
15. Ravaglioli, A., Krajewski, A., *Bioceramics, Materials-Properties.Applications*, Chapman and Hall, 1992.
16. Shultz, A.W.: Comfort and chewing efficiency in dentures, *J. Prosthet. Dent.*, 65:38-48, 1991.
17. Von Frauhofer, J.A., Razavi, R., Khan, 2.: Wear characteristics of high strength denture teeth, *J. Prosthet. Dent.*; 60:500-503, 1988.
18. Walton, J.N., Gardner, F.M., Agar, J.R.: A survey of crown and fixed partial denture fixtures: Length of service and reasons for replacement, *J. Prosthet. Dent.* 56:416-421, 1986.
19. Weinberg, L.A., The bioceramics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofacial Implants*, 8:19-31, 1993.
20. Wilson, T.G., Kornman, K.S., Newman, M.G.; *Advances Periodontics*, Chicago Quintessence Books, 1992, P.333.