

01421
246

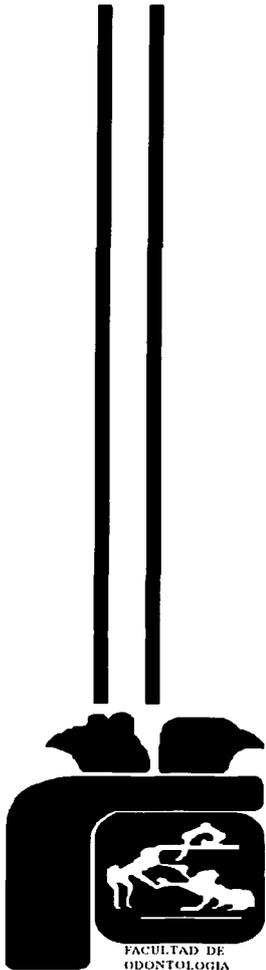


UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

OCLUSIÓN EN IMPLANTOLOGÍA

T E S I S I N A
QUE PARA OBTNER EL TÍTULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
DANIEL APACHECO RODRÍGUEZ



J. A. Olvera Garrido

TUTOR: C.D. JAIR A. OLVERA GARRIDO

MÉXICO, D.F.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

MAYO 2003



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.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

**SI QUIERES TRIUNFAR BUSCA TU
PROPIO CAMINO; PARA QUE NO
RECORRAS LAS SENDAS
TRILLADAS DE EXITOS AJENOS.**

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

A mis padres, Daniel y Elsa por su apoyo.
Por que sin ellos no hubiera sido posible
llegar hasta este punto.

A mis hermanos Neto e Israel (Piolo)
Por su ayuda y el estimulo brindado para
seguir adelante.

A mi novia Alejandra por el cariño, apoyo y comprensión en la última etapa de la carrera y por su ayuda en la elaboración de esta tesina.

A mis amigos, Edgar, Amilcar, Jorge y Pedro por su amistad incondicional mostrada en los cinco años de la carrera.

Al C.D. Jair Olvera Garrido por su valiosa
orientación en la elaboración de esta
tesina.

A mis profesores, con todo el respeto y
admiración por haberme brindado sus
conocimientos.

ÍNDICE.

INTRODUCCION

1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS	1
1.1 HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGÍA	1
1.2 IMPLANTES ENDOÓSEOS	4
1.2.1 MORFOLOGÍA MACROSCÓPICA	4
1.2.2 MORFOLOGÍA MICROSCÓPICA	6
1.3 ALTERNATIVAS DE REHABILITACIÓN	7
1.3.1 SUPRAESTRUCTURAS	8
2. CONSIDERACIONES ANATÓMICAS Y FISIOLÓGICAS	11
2.1 ESTRUCTURA ÓSEA DEL MAXILAR	11
2.2 ESTRUCTURA ÓSEA DE LA MANDÍBULA	14
2.3 HUESO TEMPORAL	17
2.4 ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR	17
2.5 LIGAMENTOS DE LA ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR	19
2.5.1 LIGAMENTOS COLATERALES	20
2.5.2 LIGAMENTO CAPSULAR	20
2.5.3 LIGAMENTO TEMPOROMANDIBULAR	20
2.5.4 LIGAMENTO ESFENOMANDIBULAR ESTILOMANDIBULAR	21
2.6 MÚSCULOS DE LA MASTICACIÓN	21
2.6.1 MÚSCULO MASETERO	22
2.6.2 MÚSCULO TEMPORAL	22
2.6.3 PTERIGOIDEO INTERNO	23
2.6.4 PTERIGOIDEO EXTERNO	23

2.6.5 MÚSCULO DÍGASTRICO	24
2.7 FISIOLÓGÍA DEL HUESO	24
2.7.1 ESTRUCTURA DEL HUESO	24
2.7.2 OSTEOBLASTOS Y OSTEOCLASTOS	26
2.7.3 CRECIMIENTO DE HUESO	27
2.7.4 FORMACIÓN Y RESORCIÓN DE HUESO	27
3. INTERFASE ENTRE EL IMPLANTE Y LOS TEJIDOS BUCALES	29
3.1 OSEOINTEGRACIÓN	29
3.2 BIOMATERIALES	35
3.2.1 TITANIO	35
3.2.2 PLASMA DE TITANIO	36
3.2.3 HIDROXIAPATITA	38
3.3 SELLADO BIOLÓGICO GINGIVAL	39
4. BIOMECÁNICA	43
4.1 FUERZAS DE LA MASTICACIÓN	43
4.2 COMPONENTES DE LAS FUERZAS	44
4.3 MOMENTO DE FUERZA	45
4.4 STRESS, STRAIN	46
4.5 FACTORES DE CARGA GEOMÉTRICOS	46
4.6 FACTORES DE CARGA OCLUSAL	48
4.7 CAPACIDAD DE CARGA HUESO-IMPLANTE	50
4.7.1 ANCLAJE DEL IMPLANTE	50
4.7.2 LA INCLINACIÓN DEL IMPLANTE	51

5. OCLUSIÓN	53
5.1 FILOSOFÍAS DE LA OCLUSIÓN	53
5.1.1 GNATOLOGICA	53
5.1.2 TEORÍA TRANSOGRAFICA	55
5.1.3 CONCEPTO DE LIBERTAD CÉNTRICA	57
5.1.4 TEORÍA DEL DESPLAZAMIENTO DE GERBER	60
5.2 DETERMINANTES DE LA OCLUSIÓN	63
5.2.1 RELACIÓN CÉNTRICA	64
5.2.2 GUÍA ANTERIOR	65
5.2.3 GUÍA CONDILAR	68
5.2.4 PLANO OCLUSAL	69
5.2.5 SOPORTE OCLUSAL POSTERIOR	70
5.2.6 DIMENSIÓN VERTICAL	70
6. OCLUSIÓN EN IMPLANTOLOGÍA	71
6.1 PATRONES OCLUSALES BÁSICOS	73
6.1.1 OCLUSIÓN BALANCEADA BILATERAL	73
6.1.2 OCLUSIÓN MUTUAMENTE PROTEGIDA	74
6.1.3 OCLUSIÓN EN FUNCIÓN DE GRUPO	75
6.2 APLICACIONES EN PRÓTESIS	76
6.2.1 CORONA UNITARIA	76
6.2.2 PUENTE SOBRE IMPLANTES	76
6.2.3 SOBREDENTADURAS (PRÓTESIS IMPLANTORRETENIDA)	77
6.2.4 PRÓTESIS COMPLETA FIJA REMOVIBLE (PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA)	77
CONCLUSIONES	78
BIBLIOGRAFIA	

INTRODUCCIÓN.

La restauración del implante dental lleva con ella un alto grado de responsabilidad. Bajo condiciones ideales, los implantes artificiales se colocan en los sitios de sus predecesores naturales, pero esto no es a menudo posible debido a la carencia de un hueso viable.

Los implantes de titanio se han usado durante muchos años con éxito a largo plazo en la rehabilitación de pacientes total y parcialmente desdentados. El sistema de implante Branemark se inició desde hace 30 a 35 años y se hizo hincapié en el principio de la oseointegración o el anclaje directo de un implante por la formación de tejido óseo alrededor del implante sin el crecimiento de tejido fibroso en la interfase hueso-implante.

Los implantes endoóseos oseointegrables pueden ser de diferentes materiales y diseño, la mayoría son de forma cilíndrica. Con la aparición de implantes con recubrimiento de hidroxiapatita se incorpora una filosofía nueva en el tratamiento implantológico, la biointegración.

Se ha comprobado la existencia de un sellado biológico peri-implantario similar al existente entorno al diente natural.

Los resultados a largo plazo pueden verse afectados por las condiciones de carga de las prótesis y especialmente por el nivel de estrés que sufre cada uno de los implantes; la sobrecarga puede ocasionar complicaciones biológicas o mecánicas. Las restauraciones en arcadas parcialmente edéntulas son más susceptibles a recibir una mayor sobrecarga de flexión que las restauraciones en las arcadas totales debido a la configuración más lineal de los implantes. El tratamiento de las arcadas parcialmente edéntulas es cada vez más frecuente y por lo tanto las condiciones oclusales, incrementarán su importancia.

La oclusión es un factor crítico en el éxito o fracaso de las restauraciones implantosoportadas.

El entendimiento de la oclusión de las prótesis implantosoportadas comienza con unos principios básicos derivados del conocimiento de la oclusión natural y protésica.

1. ANTECEDENTES HISTORICOS.

1.1 HISTORIA DE LA IMPLANTOLOGIA.

Desde tiempos muy remotos el hombre ha intentado sustituir los dientes perdidos, ya sea por caries, traumatismos o enfermedad periodontal, por otros elementos que restauren la función y la estética. La necesidad de una prótesis dental surge como respuesta lógica a la ausencia de los dientes, elementos necesarios para la masticación e importantes para el prestigio y las relaciones sociales.

A principios del siglo XIX se llevó a cabo la colocación de los primeros implantes metálicos intraalveolares, destacando autores como Maggiolo, dentista que en 1809 introdujo un implante de oro en el alvéolo de un diente recién extraído, el cual constaba de tres piezas. Pero esto no era suficiente y el siguiente gran avance llegó de manos de la cirugía, ya que los cirujanos introducían alambres, clavos y placas en los huesos para resolver fracturas. Imitándolos, hubo varios dentistas a finales del siglo XIX que lo intentaron. Harris, en 1887, implantó una raíz de platino revestida de plomo en un alvéolo creado artificialmente. Durante las primeras décadas del siglo XX destacó, R. E. Payne, quien presentó su técnica de implantación en el tercer Congreso Dental Internacional celebrado en 1901, utilizando para ello una cápsula de plata colocada en el alvéolo de una raíz.

E. J. Greenfield utilizó en 1910, una cesta de iridio y oro de 24 quilates, que introducía en el alvéolo. Este podría ser considerado como el científico que documentó en 1915 las bases de la implantología moderna, haciendo referencia a las normas sanitarias de limpieza y esterilidad, e introduciendo conceptos tan innovadores y actuales como la relevancia de la íntima asociación entre el hueso y el implante antes de pasar a la siguiente etapa, describiendo asimismo el concepto de implante sumergido, la curación del tejido bucal y la inmovilidad del implante, aconsejando un periodo de curación de tres meses sin ningún tipo de sobrecarga.

Sin embargo, el problema estaba en encontrar el metal idóneo; lo mismo ocurría en cirugía general. Veneble y Strock en 1937 publicaron su estudio sobre cientos de fracturas tratadas con prótesis e implantes elaboradas con un nuevo material: la aleación de cobalto – cromo – molibdeno (conocida en la actualidad como vitallium).

La odontología se aprovechó de esta experiencia y así surgieron las dos escuelas clásicas. La subperióstica del sueco Dahl y la intraósea de Strock, aunque su verdadero patriarca fue el italiano Formiggini.

En la década de los cincuenta, se trabajaba en Italia la implantología yuxtaósea: Marziani abría, tomaba la impresión del hueso y luego, al mes, volvía a abrir y colocaba la infraestructura de tantalio. Formiggini diseñó un implante intraóseo en espiral (primero detantalium y luego de vitalium) que tuvo muchos adeptos.

Pascual Vallespin, en Zaragoza, realizó novedosas modificaciones en la técnica de implantes subperiósticos, introduciendo conceptos vigentes hoy en día, como es realizar la incisión fuera de la cresta alveolar para cubrir perfectamente el implante. En 1956, Salagaray puso sus primeros implantes yuxtaóseos, en Madrid. En 1957, en Alcira, Perrón comenzó a poner los implantes intraóseos, según la técnica de Formiggini pero modificó su diseño, ideando el implante prismático hueco.

La década de los años sesenta estuvo dominada por el trabajo de Linkow, que desarrolló el implante de rosca de Lew y el de hoja, que predominó hasta la década de los ochenta.

Con la publicación de los trabajos de Branemark en 1965 que demostraban que podía lograrse la osteointegración, la implantología experimentó un cambio muy sustancial. Este descubrimiento de la osteointegración se aplicó posteriormente a un revolucionario sistema de implantes, que fue puesto a punto en Göteborg, previa investigación en modelo animal y con estudios prospectivos clínicos a largo plazo.

En 1967, Shanhaus desarrolló los implantes cerámicos roscados, y en 1967 Linkow aportó el implante Ventplant, cuyo tornillo era autoroscable. Posteriormente en 1968, partiendo de experiencias preexistentes, apareció el implante endoóseo en extensión, más conocido como implante laminar, realizado en titanio ligero y resistente a la corrosión.

En 1970, Roberts y Roberts diseñaron el implante endoóseo ramus blade (lamina de rama). En 1971, el doctor Cosme Salomé diseño los implantes endoóseos a esfera, consistentes en una esfera y un vástago cilíndrico, ambos de tantalio. En 1973, Grenoble coloco por primera vez implantes de carbono vítreo.

Otro diseño de implantes oscointegrados constituye el IMZ (Intra-Movil-Zylin-der), desarrollado a partir de trabajos de investigación universitarios en Alemania sobre implantes cilíndricos no roscados con tratamiento de superficie a base de plasma de titanio y con un dispositivo de rompfuerzas sobre la base del implante, intentando remedar la resiliencia del ligamento periodontal. A principio de la década de los ochenta, Calcitek Corporation desarrollo la calcitita: hidroxiapatita cerámica policristalina. Mas tarde, a lo largo de esta misma década, son desarrollados por distintos centros de investigación y con apoyo industrial implantes con estructura de titanio recubiertos de hidroxiapatita, por lo general endoóseos.

Durante la década de los años noventa, la implantología dental ha conseguido consolidarse como una nueva disciplina quirúrgica dentro del campo de la odontología. Hoy en día, el tratamiento con implantes dentales en pacientes con edentulismos totales o parciales se considera un procedimiento quirúrgico-prostodoncio predecible.

Las mayores exigencias implantológicas y los continuos avances experimentados en el campo de la implantología han permitido el desarrollo y perfeccionamiento de implantes, aditamentos protésicos y procedimientos quirúrgicos como las técnicas de regeneración ósea y la manipulación de tejidos blandos, mejorando con ello las condiciones de recepción de los implantes y su posterior mantenimiento. Las aportaciones de los investigadores determinaron las bases de la implantología moderna, profusamente desarrollada, con un abanico de posibilidades comerciales que evolucionan según van surgiendo trabajos y estudios que avalan las diferentes formas, tamaños o recubrimientos de los implantes modernos.

1.2 IMPLANTES ENDOÓSEOS.

Los implantes dentales endoóseos deben reunir una serie de características fisicoquímicas en cuanto a biocompatibilidad, estabilidad química, rigidez y elasticidad, para favorecer su integración ósea y permitir situaciones de carga funcional. El material usado actualmente en la fabricación de la mayoría de los implantes dentales es el titanio comercialmente puro. Existen diferentes tipos y formas de implantes, que afectan tanto a su morfología externa, como a su morfología microscópica. En la actualidad están prácticamente desechados los implantes subperiósticos y en laminas, siendo los endoóseos los usados por la mayoría de los sistemas de los implantes.

1.2.1 MORFOLOGÍA MACROSCÓPICA.

La forma más utilizada es la de tornillo cilíndrico o de raíz en el que se pueden diferenciar tres partes: el cuerpo, el cabezal y la porción transmucosa.

El cuerpo es la parte fundamental del implante, que colocada quirúrgicamente en el interior del hueso, permite su oseointegración. Dependiendo de la morfología y el procedimiento quirúrgico utilizado para conseguir el anclaje primario, se distinguen dos tipos básicos de implantes.

1. *Implantes lisos*: El implante presenta una superficie cilíndrica homogénea y su colocación endoósea se realiza mediante un mecanismo de presión axial o percusión. Su inserción es más sencilla, presenta menos pasos quirúrgicos, pero la obtención de una fijación primaria, en ocasiones, es más difícil si se produce una sobreinstrumentación.
2. *Implantes roscados*: El implante presenta espiras propias de un tornillo y su colocación endoósea se realiza labrando el lecho mediante un macho que permitirá el posterior enroscado del implante. Requiere más pasos quirúrgicos, pero presenta una buena fijación primaria.

3. *Implante anatómico*: constituyen un tipo intermedio entre los dos tipos anteriores, puesto que su cuerpo, macizo, es abultado en las primeras espiras y presenta un adelgazamiento hacia apical, intentando imitar la morfología de los alvéolos vacíos tras una extracción, de tal forma que la filosofía de este tipo de implantes es la colocación inmediata tras la extracción dental.

Astra Tech Dental Implant System - Astra Tech AB, Mölndal, Suecia

ITI Implant System - Institute Straumann AG, Waldenburg, Suiza

IMZ System - Friatec AG, Mannheim, Germany

Brånemark System - Nobelpharma AB, Göteborg, Suecia

Integral System - Calcitek Inc, California, USA

Core-Vent (Spectra) System - Dentsply/Implant Division, California, USA

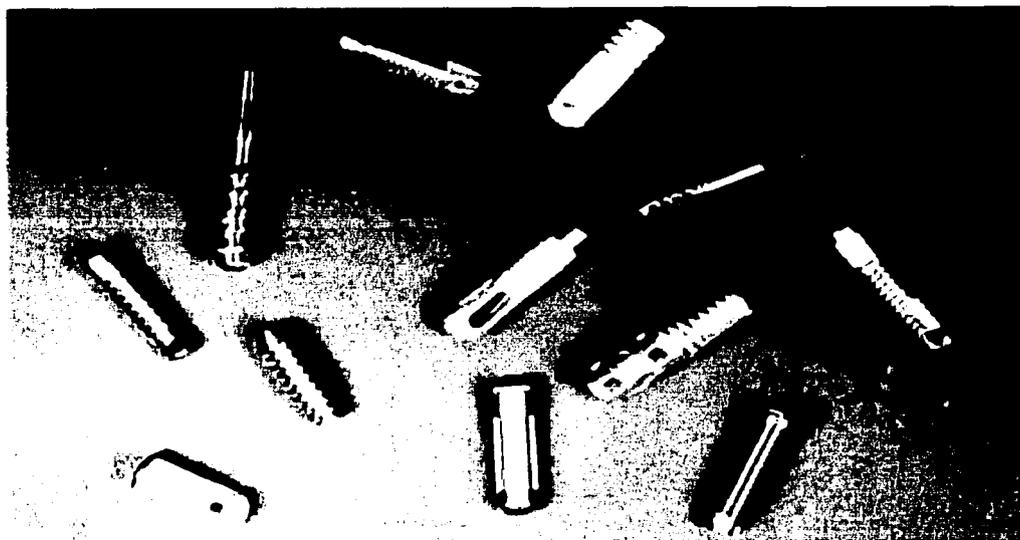
Steri-Oss System - Steri-Oss Inc, Anaheim, California, USA

Algunas marcas de implantes más usadas actualmente.

El cabezal es la parte estructural del implante que permite el ajuste pasivo del transeptal o de los distintos aditamentos protésicos, que van fijados mediante tornillos en el interior del implante. La tendencia actual es dotar a los implantes de un hexágono externo que impida los movimientos rotatorios de las supraestructuras.

La porción transmucosa o cuello sirve de retención entre la parte oseointegrada y las supraestructuras protésicas. Existen pilares transmucosos con diferentes diámetros y alturas, de superficie externa pulida. La mayoría de los sistemas presentan esta porción transmucosa como un componente enroscable al cuerpo del implante, sin embargo en determinados sistemas de implantes esta porción irá, unida sin solución de utilización, con el cuerpo.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Grupo representativo de implantes endoóseos cilíndricos y roscados actualmente en uso.

1.2.2 MORFOLOGIA MICROSCÓPICA.

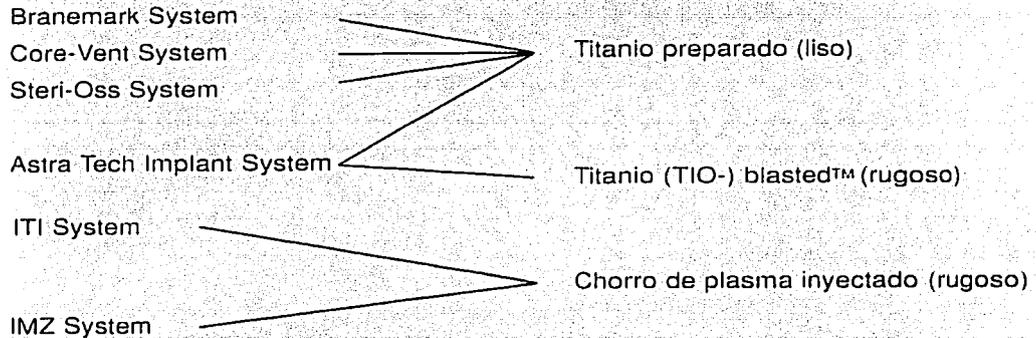
Los implantes actuales se confeccionan con titanio pues este metal ha demostrado su extraordinaria biocompatibilidad y su importancia en el desarrollo de la implantología. En la actualidad se utilizan el plasma de titanio y la hidroxiapatita como materiales para recubrir la superficie externa del cuerpo de los implantes. Los nuevos avances en oseointegración aconsejan la utilización de implantes con superficie rugosa para aumentar la superficie de unión al hueso para favorecer una mayor oseointegración adaptativa. Con este fin se presentan los implantes chorreados con titanio, que se denominaran recubiertos de plasma de titanio. Desde el punto de vista clínico la cubierta de plasma de titanio ofrece tres ventajas sobre una superficie de titanio con estructura lisa o pulida:

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

1. Aposición ósea acelerada en la fase inicial de cicatrización.
2. Aumento en el área de superficie en contacto del implante con el hueso.
3. Mejora del anclaje del implante.

También existen implantes de titanio que serán recubiertos con hidroxiapatita para establecer una unión química con el hueso y así conseguir la biointegración.

La fortaleza de la interfase hueso – implante, determinada por la prueba de contrafuerte, se ve influida por las diferentes características de la superficie. ¹



El implante de titanio puede estar revestido de tres maneras, dependiendo del acabado, liso o rugoso.

1.3 ALTERNATIVAS DE REHABILITACIÓN.

Al planificar la restauración final debe decidirse si la prótesis esta diseñada para reponer dientes, dientes y tejidos blandos, o dientes, tejidos blandos y hueso. Cuanto mayor sean los tejidos blandos y el hueso a reponer y el hueso a reponer, mayor altura se necesitara para la restauración. La cantidad de tejido blando y duro que se necesite reponer esta en relación directa con el número de implantes de soporte, que será mayor cuanto mayor sea el tamaño y altura de la prótesis.

El tratamiento con implantes permite el empleo de las opciones protésicas descritas a continuación.

TESIS CON
 FALLA DE ORIGEN

1.3.1 SUPRAESTRUCTURAS.

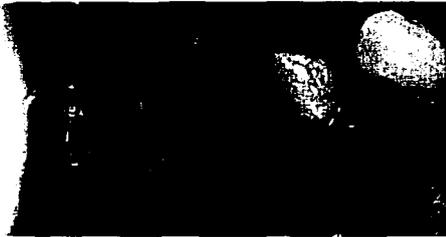
A. *Sobredentaduras*: Las sobredentaduras pueden clasificarse en implanto soportadas e implanto (dento) - mucosoportadas.

Las sobredentaduras implantosoportadas se apoyan en implantes y en tejidos blandos, y están retenidas por los implante. Por cuestiones practicas, los retenedores (dientes o implantes) deben estar en una posición que facilite la construcción de una barra recta. Esto permite cierta rotación de los retenedores internos, facilitando el apoyo sobre los tejidos blandos de las sillas posteriores de la sobredentadura, reduciendo así la carga de los implantes. Si se coloca la barra en la región anterior y, debido a la localización de los implantes, debe curvarse para conformar la arcada, la sobredentadura no rotará sobre la barra y las sillas posteriores pueden actuar como palanca, tendiendo a aflojar los implantes. Siempre que sea posible es preferible ferulizar los implantes con barras a usarlos individualmente desde un punto de vista mecánico. Según la localización, el numero de implantes que se haya colocado, y el tipo de elementos de retención elegidos, existen distintas formas y configuraciones de las barras de la mesoestructura. La sobredentadura esta soportada y retenida por la barra que a su vez debe estar apoyada sobre cuatro o más implantes cilíndricos de 10 mm de longitud o mas, o sobre implantes transóseos o subperiósticos.



Prótesis híbrida.

B. *Prótesis fijas*: Los puentes fijos pueden estar soportados únicamente por implantes o por una combinación de implantes y pilares de dientes naturales. En ambos casos su construcción empieza con la colocación de pilares transepiteliales (cementados, ajustados por fricción o roscados) y se termina usando la técnica con la que el clínico esta mas familiarizado. Pueden elegirse distintos aditamentos o conectores entre los implantes y los pilares naturales. Actúan como rompiefuerzas que son importantes ya que el sistema de soporte de los dientes y de los implantes es diferente.



Aspecto de los pilares en la boca una vez tallados; Aspecto lingual de la prótesis una vez cementada.

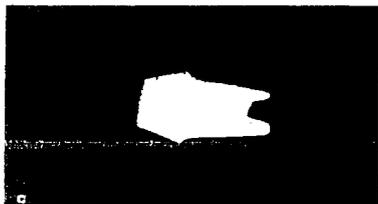
C. *Prótesis fijas extraíbles*: Los puentes fijos extraíbles son puentes que el dentista puede quitar, pero no el paciente. El método de fijación es por tornillos que unen la prótesis a los implantes. Con frecuencia, estas prótesis son completamente implantosoportadas. Sin embargo, se pueden incorporar pilares naturales usando aditamentos de precisión o coronas telescópicas roscadas internamente. Las técnicas de realización de prótesis fijas extraíbles son con diferencia las mas complicadas, y las oportunidades de cometer errores son considerables. Deben compararse los beneficios de poder extraer estos puentes con las dificultades en su fabricación, el costo y las posibles complicaciones postinserción.



Visión oclusal de una prótesis fija
atornillada.

D. *Coronas unitarias*: Las prótesis unitarias pueden fabricarse de dos maneras.

Una corona implanto soportada puede realizarse de modo que no afecte a ninguno de los dientes adyacentes. Se limita simplemente a un implante unitario. Existen distintos mecanismos para evitar la rotación durante la función. Si existen dudas sobre el soporte adecuado, la corona implanto soportada puede conectarse a una o varias coronas adyacentes mediante aditamentos de precisión o semiprecisión. No deben emplearse aditamentos fijos o rígidos a no ser que los pilares naturales estén protegidos por coronas telescópicas.²



Aditamento protésico para corona unitaria.
Vista del pilar para corona unitaria

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

2. CONSIDERACIONES ANATOMICAS Y FISIOLÓGICAS.

2.1 ESTRUCTURA ÓSEA DEL MAXILAR.

Es un hueso corto, par y simétrico, de forma irregularmente cubica, situado en la parte anterior y media de la cara, caudal al frontal. Es un cuerpo aplanado en sentido transversal, de contorno cuadrilátero, que para su estudio presenta dos caras, cuatro bordes y cuatro ángulos.

1. **CARA LATERAL:** De orientación anterolateral, en su cuadrante dorso craneal está ocupada por el proceso cigomático, de forma piramidal, ya que por su base constituye cuerpo con el hueso, y por su vértice, que es craneolateral truncado y rugoso, se articula con el hueso cigomático.

El proceso cigomático tiene una cara craneal u orbital, lisa, un poco excavada, que forma gran parte del piso de la órbita; en su parte media esta recorrida por el canal infraorbital, poco profundo, de dirección ventrodorsal por el que pasan los vasos y nervios del mismo nombre. Ventralmente, el canal se transforma en conducto, ya no visible en esta cara, el cual se abre de nuevo en el orificio infraorbital, en la cara anterior de este proceso y muy cerca de su base.

La cara posterior del proceso cigomático es cóncava y forma un amplio canal vertical, que en el cráneo articulado constituye la pared anterior de la fosa infratemporal.

El borde anterosuperior, es cóncavo y agudo, se llama infraorbital por formar parte del borde orbital; el posterosuperior, romo, se opone al ala mayor de hueso esfenoidal y entre ambos limitan la fisura orbital inferior que, en el cráneo seco, comunica la fosa pterigopalatina con la orbital; el borde inferior es grueso y cóncavo y constituye el límite craneal de la hendidura vestibulocigomática, abertura triangular que, en el cráneo seco, comunica a la fosa infratemporal con la boca.

La mitad caudal de la cara lateral de la maxila presenta una serie de eminencias verticales y romas separadas por depresiones en canal, que corresponden a las raíces dentarías y son llamadas yugos alveolares. De ellas, una mas marcada, causada por el canino, se llama eminencia canina. Entre esta y el orificio infraorbital hay una depresión conocida como fosa canina. En fosa y eminencia se inserta el músculo canino.

1. CARA MEDIAL (INTERNA): En ésta se implanta, cerca de su borde caudal, una lamina horizontal llamada proceso palatino, que la divide en dos partes: una cara craneal o cara nasal, más amplia, que forma parte de las cavidades nasales, y una caudal en relación con el techo de la boca.

El proceso palatino es cuadrilátero rectangular, de diámetro mayor ventrodorsal, implantado sin limites precisos por su borde lateral en el cuerpo de la maxila. La cara superior del proceso es plana en sentido de su longitud, y ligeramente cóncava en el transversal; además, forma la mayor parte del piso de las cavidades nasales, en tanto que la inferior (rugosa y cóncava) forma parte de la bóveda de la boca.

El borde medial se articula con el del lado opuesto; al hacerlo, forma la cresta nasal, que es recorrida en su lado craneal por un canalito que recibe al cepto de las fosas nasales. En su extremo ventral, este borde se engruesa y constituye una elevación en semiespina triangular, recorrida por un canal casi vertical que al articularse con el del lado opuesto se convierte en la espina nasal anterior y el canal incisivo (conducto palatino anterior).

El borde posterior del proceso palatino, delgado, se articula con el palatino, en tanto que el anterior, muy grueso, es en realidad una superficie cuadrilátera que se continua con la cara lateral del cuerpo de la maxila correspondiendo a las eminencias alveolares. Esta limitado caudalmente por la porción inicial del arco alveolar y cranealmente por una arista cóncava que forma la base del orificio anterior de las cavidades nasales.

La porción bucal de la cara medial del cuerpo es algo cóncava en ambos sentidos y se continua con la cara inferior del proceso palatino, para formar la bóveda de la cavidad bucal.

La porción nasal presenta, ventralmente, la raíz de un saliente laminar llamado proceso frontal, dicha raíz esta marcada por una cresta ventrodorsal denominada conchal (lagrimal inferior), que se articula con la concha nasal inferior. Dorsalmente, se encuentra un amplio orificio irregular que le comunica de modo amplio con una cavidad excavada en el seno del hueso: el seno maxilar.

El proceso frontal y el orificio del seno están separados por un amplio canal vertical llamado lacrimal.

En sentido craneodorsal al orificio del seno, se observan algunas semiceldillas completadas por el hueso etmoidal; también se ven dos canales que en el cráneo articulado se transforman en los canales palatinos mayores y accesorios, para el paso de vasos y nervios.

2. **BORDE ANTERIOR:** El tercio craneal de este borde corresponde al borde anterior del proceso frontal. Es agudo y se articula con los huesos nasales; caudalmente se desvía y forma la amplia incisura nasal que, al continuarse con el borde ventral del proceso palatino, limita la apertura anterior de las cavidades nasales.
3. **BORDE POSTERIOR:** Grueso y convexo transversalmente, recibe el nombre de tuberosidad de la maxila; presenta los agujeros y canales alveolares (dentarios posteriores) para el paso de nervios. En su porción craneomedial, se inicia el conducto infraorbital.
4. **BORDE INFERIOR:** Es curvo y con el del lado opuesto forma una herradura de concavidad dorsal, llamada proceso alveolar por estar compuesta por una serie de cavidades o alvéolos separados por delgados septos de dirección radial donde se aloja la raíz de los dientes. Los más posteriores están subdivididos para recibir las raíces de los molares.
5. **ANGULOS:** Solo el anterosuperior es interesante, ya que de él se desprende el proceso frontal, saliente laminar aplanado transversalmente, de dirección craneodorsal que en su cara lateral presenta una cresta vertical, llamada lacrimal anterior, que las divide en dos segmentos: uno ventral plano, que forma parte del esqueleto de la nariz, y otro dorsal excavado, en relación con el saco lacrimal.

En la cara medial se observa una cresta de oblicuidad craneodorsal llamada lagrimal superior o etmoidal que se articula con la concha nasal anterior, mientras que el posterior o lagrimal delgado lo hace con el hueso lagrimal. Finalmente su extremidad superior delgada y dentada se articula con el borde nasal del frontal.

2.2 ESTRUCTURA ÓSEA DE LA MANDIBULA.

Es un hueso impar, medio y simétrico, situado en la parte ventrocaudal de la cara. Esta situado por dos mitades que en el curso de su desarrollo se sueldan y presentan, para su estudio: un cuerpo de cuyos extremos dorsolaterales se desprende a cada lado la rama ascendente, también laminal y parasagital.

1. CUERPO: Es una lamina vertical y encorvada a manera de una herradura, de concavidad dorsal; se le consideran una cara anterior y otra posterior y un borde caudal o base.

- CARA ANTERIOR: En la línea media presenta una cresta mas o menos visible, que es la huella de soldadura de la dos mitades que componen el hueso. Dicha cresta se llama sínfisis mental y al terminar en el borde caudal forma la eminencia mental, a menudo hendida. A cada lado, hay una serie de eminencias verticales que son el relieve causado por las raíces dentarias, llamadas eminencias alveolares.

Cercano al centro del cuerpo se encuentra el agujero mental, que es la abertura superficial del canal de la mandíbula (conducto dentario inferior); caudoventral, a él, nace una cresta que se dirige en sentido craneodorsal hasta continuarse con el borde anterior de la rama, que recibe el nombre de línea oblicua, en la que se insertan varios músculos de la cara.

-
- **CARA POSTERIOR:** En la línea media presenta la misma sinfisis e inmediatamente a sus lados cuatro pequeñas eminencias que reciben el nombre de espinas mentales (apófisis geni). Las superiores dan inserción al músculo geniogloso y las inferiores al geniohioideo. El resto de la cara posterior se divide por una cresta llamada línea milohioidea (oblicua interna), que nace cerca del borde caudal, se dirige dorsocranealmente y da inserción al músculo milohioideo. En sentido craneal a la línea hay una depresión o fosa sublingual para la glándula del mismo nombre, y dorsocaudalmente otra fosa más amplia, donde se aloja la glándula submandibular.
 - **BORDE CAUDAL O BASE:** Es romo, y se va adelgazando en dirección dorsal, donde se continúa con el correspondiente de la rama; a veces esta continuidad se nota por una incisura causada por la arteria facial; asimismo, se encuentra una depresión siempre más marcada a la altura del agujero mental llamada fosa digastrica, que da inserción al músculo del mismo nombre. Esta fosa invade realmente la cara medial del cuerpo.
 - **BORDE ALVEOLAR:** Recibe tal nombre por presentar una serie de cavidades crónicas o alvéolos que reciben las piezas dentarias separadas entre si por unas laminillas verticales denominadas septos interalveolares. Los alvéolos posteriores son subdivididos por septos interradiculares y se tornan multiloculados, según la raíz del molar que alojen.
2. **RAMA ASCENDENTE:** La rama de la mandíbula es cuadrilátera, aplanada transversalmente, más alta que ancha y con dirección ascendente, un poco en sentido dorsal. Su cara lateral es más o menos lisa, y presenta rugosidades en su parte caudal, que forman la tuberosidad maseterica para la inserción de este músculo. La cara medial de la rama de la mandíbula presenta en su centro el agujero de la mandíbula; el labio anterior de este orificio se prolonga con dirección craneodorsal en un saliente triangular llamado línula y da inserción al ligamento esfenomandibular.

El borde dorsal de la lín-gula se prolonga caudalmente y limita un surco para los vasos milohioideos; el borde craneal de la rama forma la incisura de la mandíbula (sigmoidea), que esta limitada por dos salientes:

- a) El ventral, llamado proceso coronoideo, que es triangular, de vértice craneal y da inserción al tendón del músculo temporal.
- b) El dorsal, llamado proceso condilar, que posee una zona inicial o cuello que remata en una saliente ovoide o cabeza, de eje oblicuo dorsomedial.

La cara superior del cóndilo es articular y esta dividida en dos vertientes, mediante una cresta roma y longitudinal. Caudal a la vertiente anterior hay una depresión rugosa, la fosa pterigoidea, que corresponde propiamente al cuello y da inserción al pterigoideo lateral.

La cara dorsal del cuello es lisa y convexa y se continua con el borde posterior de la rama, el cual es afilado y libre en relación con la celda parotidea y con el borde inferior forma el ángulo de la mandíbula, que es romo; en su cara medial esta la tuberosidad pterigoidea (rugosidades para la inserción del pterigoideo medial). El borde ventral de la rama que parte del proceso coronoide, se ensancha caudalmente y se continúa en sus labios con las líneas oblicuas ya descritas; entre estas limita un canal, mas ancho conforme se acerca a su extremo caudal, que corresponde al alvéolo mas dorsal. Dicho canal limita con los últimos molares la hendidura vestibulocigomática, que comunica a la cavidad de la boca con su vestíbulo.

La mandíbula esta atravesada por un conducto llamado canal mandibular (dentario inferior) para el paso del nervio dentario inferior. Se extiende caudal a las raíces dentarias desde el orificio de la mandíbula hasta el orificio mental. ³

La mandíbula no dispone de fijaciones óseas al cráneo. Está suspendida y unida al maxilar mediante músculos, ligamentos y otros tejidos blandos, que le proporcionan la movilidad necesaria para su función con el maxilar. ⁴

2.3 HUESO TEMPORAL.

El cóndilo mandibular se articula en la base del cráneo con la porción escamosa del hueso temporal. Esta porción está formada por una fosa mandibular cóncava en la que se sitúa el cóndilo y que recibe el nombre de fosa glenoidea o articular. Por detrás de la fosa mandibular se encuentra la cisura escamotimpanica, que se extiende en sentido mediolateral. En su extensión medial, esta cisura se divide en petroescamosa, en la parte anterior, y petrotimpanica en la posterior. Justo delante de la fosa se encuentra una prominencia ósea convexa denominada eminencia articular. El grado de convexidad de la eminencia articular, es muy variable, pero tiene importancia, puesto que la inclinación de esta superficie dicta el camino del cóndilo cuando la mandíbula se coloca hacia delante. El techo de la fosa mandibular es muy delgado, lo cual indica que esta área del hueso temporal no está diseñada para soportar fuerzas intensas. Sin embargo, la eminencia articular está formada por un hueso denso y grueso, y es más probable que tolere fuerzas de este tipo.

2.4 ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR.

El área en la que se produce la conexión craneomandibular se denomina articulación temporomandibular (ATM). La ATM es una de las articulaciones más complejas del organismo. Permite el movimiento de bisagra en un plano, y puede considerarse, una articulación gínglimoide. También permite movimientos de deslizamiento, lo cual la clasifica como una articulación artrodial. Técnicamente se le ha considerado una articulación gínglimoartrodial.

La ATM está formada por el cóndilo mandibular que se ajusta en la fosa mandibular del hueso temporal. Estos dos huesos están separados por un hueso articular que evita la articulación directa. La ATM se clasifica como una articulación compuesta. Por definición, una articulación compuesta requiere de la presencia de al menos 3 huesos, a pesar de que la ATM tan solo está formada por dos. Funcionalmente, el disco articular actúa como un hueso sin osificar que permite los movimientos complejos de la articulación.

Dada la función del disco articular como tercer hueso, a la ATM se le considera una articulación compuesta.

El disco articular está formado por un tejido conjuntivo fibroso y denso desprovisto de vasos sanguíneos y fibras nerviosas. En el plano sagital puede dividirse en tres regiones, según su grosor. El área central es la más delgada y se denomina zona intermedia. El borde posterior es algo más grueso que el anterior. En la articulación normal, la superficie articular del condilo está situada en la zona intermedia del disco, limitada por las regiones anterior y posterior, que son más gruesas.

Visto desde delante, el disco articular es casi siempre más grueso en la parte interna que en la externa y ello se corresponde con el mayor espacio existente entre el condilo y la fosa articular en la parte medial de la articulación. La forma exacta del disco se debe a la morfología del condilo y la fosa mandibular. Durante el movimiento, el disco es flexible y puede adaptarse a las exigencias funcionales de las superficies articulares. El disco conserva su morfología a menos que se produzcan fuerzas destructoras o cambios estructurales en la articulación.

El disco articular está unido por detrás al tejido retrodiscal. Por arriba está limitado por una lámina de tejido conjuntivo que contiene muchas fibras elásticas, la lámina retrodiscal superior. Dado que esta región está formada por dos láminas, se le ha denominado zona bilaminar. Esta lámina se une al disco articular detrás de la lámina timpánica. En el borde inferior de los tejidos retrodiscuales se encuentra la lámina retrodiscal inferior, que lo une del extremo posterior del disco al margen posterior de la superficie articular del condilo. Las inserciones de la región anterior del disco se realizan en el ligamento capsular, que rodea la mayor parte de la articulación. La inserción superior se lleva a cabo en el margen anterior de la superficie articular del hueso temporal. La inserción inferior se encuentra en el margen anterior de la superficie articular del condilo mandibular. Delante, entre las inserciones del ligamento capsular, el disco también está unido por fibras tendinosas al músculo pterigoideo lateral superior.

El disco articular está unido al ligamento capsular no solo por delante y por detrás, sino también por dentro y por fuera. Esto divide a la articulación en dos cavidades diferenciadas: la superior, que está limitada por la fosa mandibular y la superficie superior del disco, y la inferior, limitada por el condilo mandibular y la superficie inferior del disco. El líquido sinovial llena ambas cavidades articulares. Este líquido sinovial tiene dos finalidades. Dado que las superficies de la articulación son avasculares, el líquido sinovial actúa como medio para el aporte de las necesidades metabólicas de estos tejidos. El líquido sinovial también sirve como lubricante entre las superficies articulares durante su función.

El líquido sinovial lubrica las superficies articulares mediante dos mecanismos. El primero es la llamada lubricación límite, que se produce cuando la articulación se mueve y el líquido sinovial es impulsado de una zona de la cavidad a otra. La lubricación límite impide el roce en la articulación en movimiento y es el mecanismo fundamental de la lubricación articular. Un segundo mecanismo de lubricación es la llamada lubricación de lagrimea. Esta hace referencia a la capacidad de las superficies articulares de recoger una pequeña cantidad de líquido sinovial. La lubricación de lagrimea ayuda a eliminar el roce cuando se comprime la articulación, pero no cuando ésta se mueve.

2.5 LIGAMENTOS DE LA ARTICULACIÓN TEMPOROMANDIBULAR.

Los ligamentos de la articulación están compuestos por tejido conectivo colágeno, que no es distensible. No intervienen activamente en la función de la articulación, sino que constituyen dispositivos de limitación pasiva para restringir el movimiento articular. La ATM tiene tres ligamentos funcionales de sostén: los ligamentos colaterales, el ligamento capsular y el ligamento temporomandibular. Existen además dos ligamentos accesorios: el esfenomandibular y el estilomandibular.

2.5.1 LIGAMENTOS COLATERALES.

Fijan los bordes interno y externo del disco articular a los polos del cóndilo. Habitualmente se les denomina ligamentos discales y son dos.

El ligamento discal interno fija el borde interno del disco al polo interno del cóndilo. El ligamento discal externo fija el borde externo del disco al polo externo del cóndilo. Estos ligamentos dividen la articulación en sentido mediolateral en las cavidades articulares superior e inferior. Actúan limitando el movimiento de alejamiento del disco respecto al cóndilo. Las inserciones de los ligamentos discales permiten un movimiento de rotación del disco sobre la superficie articular del cóndilo. En consecuencia, estos ligamentos son responsables del movimiento de bisagra de la ATM que se produce entre el cóndilo y el disco articular. Los ligamentos discales están vascularizados e inervados. Su inervación proporciona información relativa a la posición y al movimiento de la articulación.

2.5.2 LIGAMENTO CAPSULAR.

Toda la ATM esta rodeada y envuelta por el ligamento capsular. Las fibras de este ligamento se insertan, por la parte superior en el hueso temporal a lo largo de los bordes de las superficies articulares de la fosa mandibular y la eminencia articular. En la parte inferior, las fibras del ligamento capsular se unen al cuello del cóndilo. El ligamento capsular actúa oponiendo resistencia ante cualquier fuerza interna, externa o inferior que tienda a separar o luxar las superficies articulares. Una función importante del ligamento capsular es envolver la articulación y retener el líquido sinovial. El ligamento capsular esta bien inervado y proporciona una retroacción propioceptiva respecto a la posición y el movimiento de la articulación.

2.5.3 LIGAMENTO TEMPOROMANDIBULAR.

La parte lateral del ligamento capsular esta reforzada por unas fibras tensas y resistentes que forman el ligamento temporomandibular. Tiene dos partes: una porción oblicua externa y otra horizontal interna.

La primera se extiende desde la superficie del tubérculo articular y la apófisis cigomática en dirección posteroinferior hasta la superficie del cuello del cóndilo. La segunda, se extiende desde la superficie del tubérculo articular y la apófisis cigomática, en dirección posterior y horizontal, hasta el polo externo del condilo y la parte posterior del disco articular.

La porción oblicua del ligamento evita la excesiva caída del cóndilo y limita la amplitud de la apertura de la boca. Esta porción del ligamento también influye en el movimiento de apertura normal de la mandíbula.

La porción horizontal interna del ligamento, limita el movimiento hacia atrás del condilo y el disco. También protege el músculo pterigoideo externo de una excesiva distensión.

2.5.4 LIGAMENTO ESFENOMANDIBULAR Y ESTILOMANDIBULAR.

El ligamento esfenomandibular tiene su origen en la espina del esfenoides y se extiende hacia abajo hasta una pequeña prominencia ósea, situada en la superficie medial de la rama de la mandíbula, que se denomina línigula. No tiene efectos limitantes importantes en el movimiento mandibular.

El ligamento estilomandibular se origina en la apófisis estiloides y se extiende hacia abajo y hacia delante hasta el ángulo y el borde posterior de la rama de la mandíbula. Se tensa cuando existe protusión de la mandíbula, pero esta relajado cuando la boca se encuentra abierta. Así pues este ligamento limita los movimientos de protusión excesiva de la mandíbula.

2.6 MÚSCULOS DE LA MASTICACIÓN.

La energía necesaria para mover la mandíbula y permitir el funcionamiento del sistema de la masticación la proporcionan los músculos. Existen cuatro pares de músculos que forman el grupo de los músculos de la masticación: el masetero, el temporal, el pterigoideo interno y el pterigoideo externo.

Aunque no se les considera músculos de la masticación el digástrico también desempeñan un papel importante en la función mandibular.

2.6.1 MUSCULO MASETERO.

Es un músculo rectangular que tiene su origen en el arco cigomático y se extiende hacia abajo, hasta la cara externa del borde inferior de la rama de la mandíbula. Está formado por dos porciones o vientres: la superficial la forman fibras con un trayecto descendente y ligeramente hacia atrás; la profunda consiste en fibras que transcurren en una dirección vertical.

Cuando las fibras del masetero se contraen, la mandíbula se eleva y los dientes entran en contacto. El masetero es un músculo potente que proporciona la fuerza necesaria para una masticación eficiente. Su porción superficial también puede facilitar la protusión de la mandíbula. Cuando esta se halla protuida y se aplica una fuerza de masticación, las fibras de la porción profunda estabilizan el condilo frente a la eminencia articular.

2.6.2 MUSCULO TEMPORAL.

Es un músculo grande, en forma de abanico, que se origina en la fosa temporal. Sus fibras se reúnen, en el trayecto hacia abajo, entre el arco cigomático y la superficie lateral del cráneo, para formar un tendón que se inserta en la apófisis coronoides y el borde anterior de la rama ascendente. Puede dividirse en tres zonas distintas según la dirección de las fibras y su función final. La porción anterior está formada por fibras con una dirección casi vertical. La porción media contiene fibras con un trayecto oblicuo por la cara lateral del cráneo. La porción posterior está formada por fibras con una alineación casi horizontal que van hacia delante por encima del oído para unirse a otras fibras del músculo temporal en su paso por debajo del arco zigomático.

Cuando el músculo temporal se contrae, se eleva la mandíbula y los dientes entran en contacto. Si solo se contraen algunas porciones, la mandíbula se desplaza siguiendo la dirección de las fibras que se activan.

Cuando se contrae la porción anterior, la mandíbula se eleva verticalmente. La contracción de la porción media produce la elevación y la retracción de la mandíbula. La función de la porción posterior es algo controvertida. Aunque parece que la contracción de esta porción puede causar una retracción mandibular. Dado que la angulación de sus fibras musculares es variable, el músculo temporal es capaz de coordinar los movimientos de cierre. Así pues se trata de un músculo de posicionamiento importante de la mandíbula.

2.6.3 PTERIGOIDEO INTERNO.

Tiene su origen en la fosa pterigoidea y se extiende hacia abajo, hacia atrás y hacia fuera, para insertarse a lo largo de la superficie interna del ángulo mandibular. Junto con el masetero forma el cabestrillo muscular que soporta la mandíbula en el ángulo mandibular. Cuando sus fibras se contraen, se eleva la mandíbula y los dientes entran en contacto. Este músculo también es activo en la protusión de la mandíbula. La contracción unilateral producirá un movimiento de medioprotusión mandibular.

2.6.4 PTERIGOIDEO EXTERNO.

El pterigoideo externo se divide e identifica como dos músculos diferenciados y distintos, teniendo en cuenta que sus funciones son casi contrarias. Estos músculos son el pterigoideo externo inferior y pterigoideo externo superior.

- Pterigoideo externo inferior: Tiene su origen en la superficie externa de la lamina pterigoidea externa y se extiende hacia atrás, hacia arriba y hacia fuera, hasta insertarse en el cuello del cóndilo. Cuando los pterigoideos externos inferiores se contraen simultáneamente, los cóndilos son traccionados desde las eminencias articulares hacia abajo y se produce una protusión de la mandíbula. La contracción unilateral crea un movimiento de medioprotusión de ese cóndilo y origina un movimiento lateral de la mandíbula hacia el lado contrario.

Y Pterigoideo externo superior: Es considerablemente mas pequeño que el inferior y tiene su origen en la superficie infratemporal del ala mayor del esfenoides; se extiende casi horizontalmente, hacia atrás y hacia fuera, hasta su inserción en la cápsula articular, en el disco y en el cuello del cóndilo. Mientras el pterigoideo externo inferior actúa durante la apertura, el superior se mantiene inactivo y solo entra en acción junto con los músculos elevadores. Es muy activo al morder con fuerza y al mantener los dientes juntos.

2.6.5 MÚSCULO DIGASTRICO.

Aunque no se considera un músculo de la masticación, tiene una importante influencia en la función de la mandíbula. Se divide en dos porciones o cuerpos. El cuerpo posterior tiene su origen en la escotadura mastoidea; sus fibras transcurren hacia delante y hacia abajo hasta el tendón intermedio, en el hueso hioides. El cuerpo anterior se origina en la fosa sobre la superficie lingual de la mandíbula, encima del borde inferior y cerca de la línea media, y sus fibras transcurren hacia abajo y hacia atrás para insertarse en el mismo tendón al que va a parar el cuerpo posterior.

Cuando los músculos digastrico anterior y posterior se contraen y el hueso hioides esta fijado por los músculos suprahioides e infrahioides, la mandíbula desciende y es traccionada hacia atrás y los dientes se separan. Cuando la mandíbula esta estable los músculos digastricos y los músculos suprahioides e infrahioides elevan el hueso hioides, lo cual es necesario para la deglución.⁴

2.7 FISIOLÓGÍA DEL HUESO.

2.7.1 ESTRUCTURA DEL HUESO.

El hueso es una estructura especial de tejido conjuntivo formado por cristales microscópicos de fosfato de calcio dentro de una matriz de colágena. La colágena a su vez, esta organizada de una forma tridimensional compleja. Debido a su alto contenido de calcio y fosfato, el hueso tiene una función importante en la homeostasis del calcio.

Protege órganos vitales, y la rigidez que proporciona permite la locomoción y el soporte de cargas en contra de la gravedad. El hueso viejo es resorbido de modo constante formándose hueso nuevo, lo cual permite que responda a las tensiones y esfuerzos que le apliquen. Es un tejido vivo que se encuentra bien vascularizado y tiene un flujo sanguíneo total de 200 a 400 ml/min en el adulto normal.

La proteína en la matriz ósea es en gran parte colágena de tipo I que también es la principal proteína estructural en los tendones y en la piel. Esta colágena esta constituida por una triple hélice de tres polipéptidos en estrecha unión entre si; dos de ellos son polipéptidos alfa idénticos codificados por un gen, y uno es un polipéptido alfa2 codificado por un gen distinto. La colágena representa una familia de proteínas relacionadas en estructura, que mantienen la integridad de muchos órganos distintos. Hasta la fecha se han identificado 15 tipos diferentes, y estos son codificados por mas de 20 genes distintos.

Para el mantenimiento de la estructura normal del hueso es necesario disponer de cantidades adecuadas tanto de proteínas como de minerales. Los cristales óseos miden 20 por 3 a 7 nm, y están constituidos en su mayor parte por hidroxapatitas, cuya formula general es $\text{Ca}^{2+}_{10-x}(\text{H}_3\text{O}^+)_{2x} \cdot (\text{PO}_4^{3-})_6(\text{OH})_2$. También hay en el hueso, sodio y cantidades pequeñas de magnesio y carbonato.

La mayor parte de los huesos esta conformada por una capa exterior de hueso compacto que rodea hueso esponjoso y, en muchos casos, cavidad de medula ósea. El hueso esponjoso o trabecular, esta formado por espículas óseas separadas por espacio. El hueso compacto es mucho mas denso y es menos activo metabólicamente. Casi 75% del hueso en el cuerpo es compacto y el 25% es esponjoso.

En el hueso esponjoso los nutrimentos difunden a partir del líquido extracelular del hueso al interior de las trabéculas, pero en el hueso compacto son proporcionados por medio de los conductos de Havers, que contienen vasos sanguíneos. Alrededor de cada conducto la colágena se ordena en capas concéntricas formando cilindros llamados osteones o sistemas de Havers.

2.7.2 OSTEOBLASTOS Y OSTEOCLASTOS.

Las células que están relacionadas de manera principal con la formación y resorción son los osteoblastos y los osteoclastos; ambos se originan en la médula ósea. Los osteoblastos son células formadoras de hueso, derivadas de precursores de las células del estroma de la médula ósea; secretan cantidades grandes de colágena tipo I, otras proteínas de la matriz ósea y fosfatasa alcalina; se diferencian en osteocitos, que son células redondas rodeadas por una matriz ósea y que se encuentran en las lagunas óseas. Los osteocitos extienden prolongaciones largas al interior de los canalículos que se ramifican a través del hueso. En los canalículos, las prolongaciones se ponen en contacto con las de otros osteocitos y forman, con estas, uniones cerradas. También están en contacto con el endocito, que es la capa de células que cubre la superficie medular del hueso.

Los osteoclastos son células multinucleares que erosionan y resorben hueso formado de manera previa; derivan de las células madres hematopoyéticas a través de monocitos. Estas células se fijan al hueso a través de integrinas en una extensión de la membrana denominada zona de sellado. Esto crea un área aislada entre el hueso y una parte del osteoclasto. A continuación se desplazan bombas de protones, que son ATPasas dependientes de H^+ , de los endosomas al interior de la membrana celular adosada al área aislada y acidifican el área a un pH aproximado de cuatro. En los endosomas y en los lisosomas de todas las células eucarióticas se encuentran bombas de protones similares, pero en solo otros pocos casos se desplazan al interior de la membrana celular. El pH ácido, disuelve a la hidroxiapatita y las proteasas ácidas secretadas por la célula disuelven la colágena, formando una depresión poco profunda en el hueso.

Los productos del catabolismo de la colágena contienen estructuras de pirridinolinias y estas pueden cuantificarse en la orina y sirven como un indicador de la tasa de resorción ósea.

2.7.3 CRECIMIENTO DE HUESO.

Los huesos del cráneo están formados por osificación de membranas (formación intramembranosa del hueso). Los huesos largos son modelados primero en cartílago y luego se transforman en hueso por osificación que se inicia en el cuerpo o diáfisis del hueso (formación endocondral del hueso).

Durante el crecimiento, áreas especializadas en los extremos de cada hueso largo (epífisis) están separadas de la diáfisis del hueso por una placa de cartílago en proliferación activa, o sea la placa epifisaria. El hueso aumenta en longitud conforme esta placa deposita hueso nuevo en el extremo de la diáfisis. La anchura de la placa epifisaria es proporcional a la velocidad del crecimiento. Esta anchura es afectada por varias hormonas, pero de manera más notable por la hormona hipofisaria del crecimiento y por IGF-I.

El crecimiento lineal del hueso puede producirse durante todo el tiempo que las epífisis estén separadas de la diáfisis del hueso, pero este crecimiento cesa después de que estas se unen (cierre epifisario). Las epífisis de los diversos huesos se cierran en una secuencia ordenada de tiempo, y la última epífisis se cierra después de la pubertad. La edad normal a la cual cada una de las epífisis se cierra se conoce, y la "edad ósea" de una persona joven puede determinarse mediante estudios radiológicos del esqueleto tomando nota de cuales epífisis están abiertas y cuales cerradas.

2.7.4 FORMACIÓN Y RESORCIÓN DE HUESO.

Durante el transcurso de la vida existe resorción de hueso y formación de hueso nuevo de forma constante. El calcio en el hueso se recambia con un índice del 100 % por año en lactantes y 18 % en adultos. La remodelación del hueso es un proceso local realizado en áreas pequeñas por poblaciones de células denominadas unidades de remodelación ósea.

En primer lugar, los osteoclastos absorben hueso, y luego los osteoblastos depositan hueso nuevo en la misma área general; este ciclo dura cerca de 100 días. Los osteoclastos perforan el hueso cortical formando túneles y son seguidos por osteoblastos, mientras que en el hueso esponjoso el remodelado ocurre en la superficie de las trabéculas.

Cerca del 5% de la masa ósea es remodelada, en cualquier momento, por cerca de dos millones de unidades de remodelación de hueso en el esqueleto humano. El índice de remodelación de hueso es de casi 4% por año en el hueso compacto y de 20% en el hueso esponjoso. La remodelación está relacionada, en parte con las tensiones y esfuerzos impuestos sobre el esqueleto por la gravedad y otros factores y es regulada por hormonas en la circulación y citocinas. Los precursores de los osteoblastos secretan factores que influyen en el desarrollo de los osteoclastos, dada la necesidad de conservar un balance entre la resorción y la formación ósea.⁵

3. INTERFASE ENTRE EL IMPLANTE Y LOS TEJIDOS BUCALES.

A partir de los trabajos y de la técnica descrita por el profesor Branemark y colaboradores a partir de los años 70, la implantología oral paso a ser un fenómeno relativamente empírico, con desigual tasa de éxito según los implantes, indicaciones y técnicas seguidas, a ser un procedimiento sistematizado y predecible, con resultados clínicos satisfactorios a medio y largo plazo.⁸

El mundo de los implantes, entendido como la búsqueda de análogos para los dientes perdidos, capaces de sustituir a las raíces y convivir de forma sana con las estructuras vivas de la cavidad oral (hueso y tejidos blandos).¹

Sobre esta base, en los últimos años hemos tenido la llegada de nuevos diseños, materiales, superficies para los implantes, componentes de prótesis, protocolos quirúrgicos y protésicos, etc., con el fin de mejorar las condiciones funcionales y estéticas de nuestros tratamientos.⁸

3.1 OSEOINTEGRACIÓN.

La oseointegración se define como una “conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie de un implante que soporta un carga” (Branemark, 1985). Los conceptos básicos partieron de una serie de experimentos que se llevaron a cabo en los años sesenta para estudiar la respuesta de la médula ósea ante diferentes procedimientos clínicos y de traumatología.¹⁰

El hueso es un tejido muy dinámico responsable de diversas funciones vitales del cuerpo. A principios de los años sesenta P. I. Branemark y sus colaboradores comenzaron a estudiar el hueso con el microscopio de luz en vivo. Para ello fabricaron una cámara metálica y la implantaron en la tibia de un conejo. Branemark encontró una gran dificultad para retirar la cámara de titanio fijada al hueso.⁶

Con los años las investigaciones llevadas por el profesor Branemark y colaboradores como T. Albrektsson, se acuña el termino de anclaje óseo y mas tarde el concepto de oseointegración.

Se pensaba que existía una aposición de hueso sobre la superficie del implante y autores como Schroeder y colaboradores denominaron a esta unión "anquilosis funcional". Esta oseointegración podría compararse con la curación de una fractura ósea en la que los fragmentos se sueldan unos con otros sin la interposición de tejido fibroso o cartilaginoso, con una diferencia: que aquí no existe unión hueso - hueso, sino hueso - superficie del implante, que es un material extraño.

Otra definición de oseointegración es la aportada por Alberksson y Zarb que piensan en un concepto más clínico y hablan de "un proceso en el que se consigue que una fijación rígida de materiales aloplásticos esté clínicamente asintomática, y mantenida en el hueso en presencia de carga funcional".¹

Otro concepto propuesto por Weiss y aceptado por la Academia Americana de Implantes es el de osteofibrointegración, que se define como "la interposición de fibras de colágeno densas en estado de salud, entre el hueso y el implante sometido a carga."¹ Se refiere a la encapsulación del implante por tejido conectivo, con osteogénesis a cierta distancia. Se produce con implantes de material biotolerado como el acero inoxidable, metales nobles, aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno. El mismo efecto se obtiene con el micromovimiento y carga durante la fase de integración de implantes de titanio. En el caso de implantes de titanio de tipo lámina, su carga al cabo de unos dos meses produce la encapsulación en tejido conectivo.⁸

La oseointegración requiere la formación de hueso nuevo alrededor del implante, proceso resultante de la remodelación en el interior del tejido óseo. Tras la introducción de un implante, por cuidadosa que sea la nta de vista estructural y morfológico, la estabilidad del implante es el resultado del contacto entre el hueso y la superficie del implante. La estabilidad primaria, conseguida por la colocación del implante, se determina principalmente por las propiedades mecánicas del hueso mandibular y maxilar y se afecta mandibular y maxilar y se afecta por la técnica quirúrgica y el diseño del implante, especialmente en hueso relativamente blando. La estabilidad secundaria se determina por la respuesta biológica tanto al trauma quirúrgico y las condiciones de cicatrización, como por la materia del implante.

Finalmente, la formación y remodelación ósea en la interfase del implante, alcanzan un aumento del grado de contacto hueso implante. Sin embargo, después de la cirugía traumática, de la carga prematura, de la infección o uso de materiales no biocompatibles, la respuesta tisular puede producir una reabsorción ósea, un descenso de estabilidad del implante, y en algunas ocasiones el encapsulamiento fibroso y la pérdida total de estabilidad, es decir, el fracaso del implante.¹⁰

La colocación quirúrgica de un implante produce un grado variable de contacto entre el hueso y el implante. El área de interfase se compone del hueso, el tejido medular, y el hematoma mezclado con los fragmentos de hueso debido al proceso de fresado. Como en la cicatrización de un defecto o fractura, después de la colocación del implante, las células mesenquimales inflamatorias migran desde los vasos sanguíneos adyacentes y el estroma medular hacia el área de interfase. El hematoma y el fracaso del implante.

La colocación quirúrgica de un implante produce un grado variable de contacto entre el hueso y el implante. El área de interfase se compone del hueso, el tejido medular, y el hematoma mezclado con los fragmentos de hueso debido al proceso de fresado. Como en la cicatrización de un defecto o fractura, después de la colocación del implante, las células mesenquimales inflamatorias migran desde los vasos sanguíneos adyacentes y el estroma medular hacia el área de interfase. El hematoma se sustituye por los vasos sanguíneos proliferativos y por el tejido conectivo. Las células gigantes multinucleadas cubren las superficies del implante que están en contacto directo con el tejido no mineralizado. El número de estas células disminuye con el tiempo y aumenta la cantidad de contacto hueso implante.

En la fase temprana de cicatrización, el hueso trenzado se forma por las uniones osteoblasticas en las superficies del hueso trabecular y cortical endostico que rodea al implante. La remodelación extensa, es decir, la reabsorción seguida por la formación ósea, en el hueso cortical cerca de las superficies del implante produce un aumento del número de osteomas secundarios y la formación ósea trenzada en los huecos que hay entre el implante y la superficie cortada del hueso. El hueso recién formado produce la condensación ósea, tanto dentro de las roscas del implante como hacia la superficie del implante.

Por tanto, la cantidad de hueso en las roscas y el grado de contacto hueso implante aumentan con el tiempo. En la última fase de cicatrización, el hueso laminar sustituye el hueso trenzado en un proceso de sustitución progresiva. La primera fase de cicatrización ósea suele tardar entre 4 y 16 semanas, mientras que el proceso de remodelación puede prolongarse entre 4 y 12 meses. Así pues, es probable que la cicatrización completa pueda tardar más tiempo de lo convencional, de 3 a 6 meses.

La fijación del implante no depende de un enlace químico verdadero entre hueso y titanio. Si no que la estabilidad clínica de un implante depende de un engranaje mecánico entre el hueso mineralizado y de las irregularidades que se crean por el proceso de rotación sobre la superficie del implante así como de los socavados macroscópicos, tales como agujeros y cámaras de fragmentos óseos.⁷

La superficie del implante tiene un profundo efecto sobre la aposición ósea, tanto química como físicamente. Los estudios clínicos de seguimiento han demostrado que los implantes cortos fallan más que los implantes largos. Otros estudios han demostrado que la cantidad de hueso en contacto con la superficie de un implante es mayor alrededor de superficies más rugosas que alrededor de superficies de implantes más lisas, y que la fuerza de unión hueso implante es mayor en los de superficie rugosa. Es decir, el aumento de la interfase hueso implante se correlaciona de manera positiva con un aumento de la rugosidad de la superficie del implante.¹

La osteointegración no depende exclusivamente de la Biocompatibilidad del material, también influyen el diseño del implante y su ajuste correcto al lecho óseo, una técnica quirúrgica cuidadosa, la calidad del tejido óseo y la presencia o ausencia de procesos inflamatorios que lo afecten.

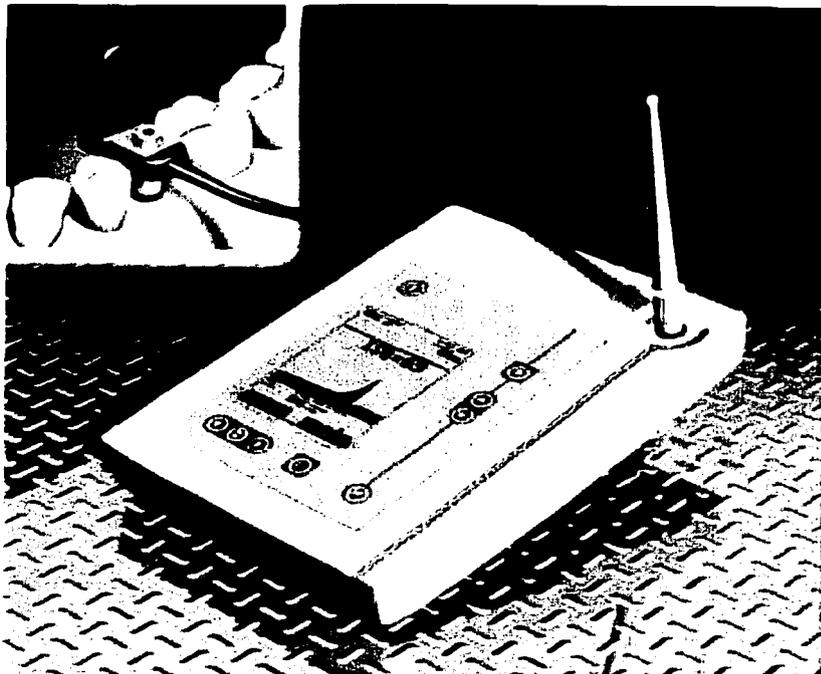
La consecución de la oseointegración no sigue la "ley del todo o nada". De hecho, no se conoce que porcentaje de la superficie del implante debe estar en contacto con el hueso para que se considere oseointegrado. Se sabe que un implante completamente rodeado de hueso cortical alcanza un 90% de superficie en contacto óseo frente al 50% si está rodeado de hueso esponjoso.⁸

Visión radiográfica de
implantes oseointegrados.



El Análisis de Frecuencia Resonancia (RFA), desarrollado por Meredith (1997), es un método relativamente reciente y prometedor para evaluar la estabilidad del implante y la oseointegración. El análisis de Frecuencia Resonancia mide la estabilidad, aplicando la carga de flexión en un nivel microscópico, el tipo mas relevante de carga funcional clínicamente aplicable. Esta técnica utiliza un transductor de forma L sujetado a un implante o una corona. Utilizando un analizador de respuesta frecuencial, una PC, y el software correspondiente, el transductor emite un pitido cuando sobrepasa el rango de frecuencia (típicamente de 5 a 15 Khz), se mide su respuesta, y se graba la frecuencia de resonancia (RF) del sistema. El RF se determina por dos parámetros: el grado de rigidez en la interfase implante hueso y el nivel de hueso alrededor del transductor. Puesto que la rigidez de los componentes implantares y del transductor son constantes, lo que es realmente importante es la rigidez de la interfase implante-tejido circundante. Si la rigidez de interfase implante-tejido es alta, el RF será alto, lo cual indica la alta estabilidad del implante.

La RFA a proporcionado la valiosa información a través de las mediciones directas de los implantes experimentales y clínicos en diversas situaciones. ⁷



Transductor e instrumento para mediciones RFA.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

3.2 BIOMATERIALES.

Al clasificar los biomateriales, es decir, aquellas sustancias no vivas utilizadas en el campo médico para interactuar con el sistema biológico huésped (Wagner 1991), la clasificación de referencia es, actualmente, la propuesta por Furlong y Osborn (1991), que identifican y subdividen estos materiales en base a las reacciones tisulares del huésped en:

- Biotolerados, cuando entre hueso e implante interviene tejido fibroso.
- Bioinertes, cuando entre hueso e implante existe contacto directo.
- Bioactivos, cuando entre hueso e implante se encuentra presente una conexión mediada por enlaces físico-químicos.

Para poder usar un biomaterial en implantología ósea, existen dos condiciones de referencia: biocompatibilidad y características mecánicas.

Los materiales dotados de excelente biocompatibilidad, definidos como bioactivos (porcelana HA, porcelana TCP, porcelana vítrea), no poseen características mecánicas; por el contrario las aleaciones metálicas biotoleradas (aleación cromo-cobalto-molibdeno, acero quirúrgico) presentan adecuadas características de utilización y resistencia a las cargas, pero determinan una respuesta orgánica no satisfactoria (Osborn y colaboradores 1980). Para confirmar esto, la investigación y la industria se han abocado casi exclusivamente a la utilización de un material bioinerte con propiedades intermedias, el titanio, que hoy en día presenta el mejor compromiso entre necesidades mecánicas y biológicas.⁹

El material más comúnmente utilizado en la implantología endósea es el titanio. Su biocompatibilidad y sus características físico-químicas hacen del titanio el material elegido por la mayoría de sistemas, ya sea puro o en aleación, ya sea solo o con algún recubrimiento; y es el elemento de comparación para cualquier innovación en el campo de los biomateriales.

3.2.1 TITANIO.

El titanio es el material más usado en la fabricación de implantes endóseos por su alta estabilidad química y la ausencia de reacción tisular de rechazo tanto del hueso como de los tejidos blandos.

El titanio es oxidado en su superficie ante la presencia de aire, agua y otros electrolitos. La capa de oxido protege al metal y es insoluble lo que lo convierte en inerte frente al hueso. La corrosión que sufre “in vivo” y la incorporación iónica debida a esta son mínimas, ridícula si la comparamos con la ingesta diaria de este elemento.

El titanio tiene propiedades físico mecánicas adecuadas para su uso en implantología. Su fuerza tensional es equivalente a la del acero inoxidable, siendo menos susceptible a la corrosión y por tanto mayor su biocompatibilidad. Su dureza permite soportar cargas elevadas y su modo elástico es mas cercano al del hueso que el de otros metales y que el del oxido de aluminio. Cuanto mas parecido sea el modo elástico del material al del hueso menor será la probabilidad de movilidad en la interfase osteoimplantaria. Su deformación ante las cargas oclusales seria también parecida.

Los implantes pueden estar fabricados de titanio comercialmente puro grado 2 (titanio en 98.8 %), titanio grado 4 (con mayor contenido en oxigeno y hierro) y titanio en aleación con 6 % de aluminio y 4 % de vanadio.

Tanto la incorporación de metales al titanio como su tratamiento térmico están encaminados a incrementar su fuerza tensional.

Cualquiera de las tres modalidades dan lugar a oseointegración del implante siempre que la superficie no sea totalmente lisa. La oseointegración supone un proceso de paulatina sustitución de tejido fibroso por tejido óseo si se respeta un periodo de “no carga”. En el caso de implantes de titanio de superficie lisa esto no ocurre. El contacto entre hueso e implante es creciente durante el periodo de “no carga” y posteriormente a ser cargado también. El hueso seguirá, así mismo, un proceso madurativo normal hacia hueso laminar.

3.2.2 PLASMA DE TITANIO.

El tratamiento de la superficie del implante de titanio incorporando una capa de plasma de titanio le confiere una mayor rugosidad y porosidad con aumento de la superficie en seis veces, promueve la oseointegración sin alterar la fuerza tensional del implante.

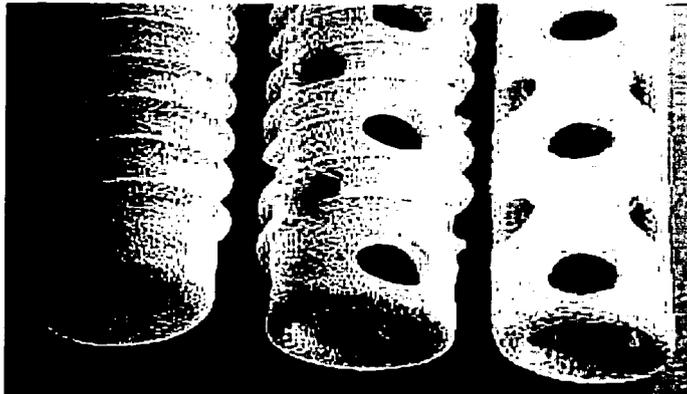
La capa de plasma de titanio es mas dura que el titanio puro, pero algo mas quebradiza, puede desprenderse ante la acción de ultrasonidos o ante fuerzas que tiendan a doblar el implante.

La incorporación de plasma de titanio se realiza al chorrear la superficie del implante con gotas de titanio fundido obtenidas al introducir hidróxido de titanio en un chorro de gas argón a altísima temperatura. Este gas inerte se descompone en iones y electrones en un estado que se conoce como plasma. Durante el proceso, las gotas de titanio absorben oxígeno, nitrógeno y carbono y lo endurecen.

La superficie rugosa y porosa aumenta la superficie posible de oseointegración y la resistencia a las fuerzas, pero también aumentarían la corrosión y el intercambio iónico.

Si existe contaminación de la superficie implantaria es mas difícil su curetaje y mantenimiento que en los implantes de titanio liso, siendo preciso alisar esa porción del implante.

Mas grave es si esto ocurre en implantes huecos, alcanzando la afectación periimplantaria una de sus ventanas, puesto que el mantenimiento y detoxificación de dicho implante es muy difícil.



Superficie de los implantes (T) superficie de plasma de titanio.

3.2.3 HIDROXIAPATITA.

La hidroxiapatita es una cerámica policristalina cuya tasa de disolución es de las más bajas de los fosfatos calcícos a pH neutro. Las cerámicas cristalinas son biocompatibles dada su similitud a la composición del hueso. Los trifosfatos calcícos son, sin embargo, mucho menos estables; cuentan con una proporción calcio / fósforo menor, 1.5 frente a 1.67.

La obtención de la hidroxiapatita para el recubrimiento de implantes se realiza por compactación de polvo de fosfato calcíco a altas presiones y posteriormente sometido a fusión a muy altas temperaturas, entre 1000 y 3000 grados, proceso denominado sinterización.

La unión de hidroxiapatita al cuerpo de los implantes se consigue por el sistema de "spray" de plasma (similar al descrito para el plasma de titanio o por chisporroteo con magnetrón de radio frecuencia (se emplea un campo magnético para bombardear las partículas de hidroxiapatita).

La hidroxiapatita no es un material osteoinductor, capaz de diferenciar células conjuntivas pluripotenciales en osteoblastos; la hidroxiapatita es osteofílica y osteoconductiva, es como un enrejado en el que crece el hueso. Se ha descrito la oposición directa de hueso laminar sobre la superficie del implante con hidroxiapatita y posterior oposición en la nueva interfase creada.

Existe una unión química entre la hidroxiapatita y el hueso que constituye la denominada biointegración. Constituye el depósito de nueva hidroxiapatita ósea (denominada apatita biológica) en la interfase hueso implante que se une a la cubierta del implante. La presencia de unión directa a la superficie del implante del material calcificado es demostrable por microscopía electrónica.

El recubrimiento aísla al sustrato metálico del implante, inhibe la liberación de iones y aumenta la superficie de contacto hueso implante. Logra aumentar la resistencia a la fuerza torcional en la interfase de 5 a 8 veces en las fases iniciales tras la colocación de los implantes, en comparación con la conseguida con la superficie de titanio, igualándose posteriormente.

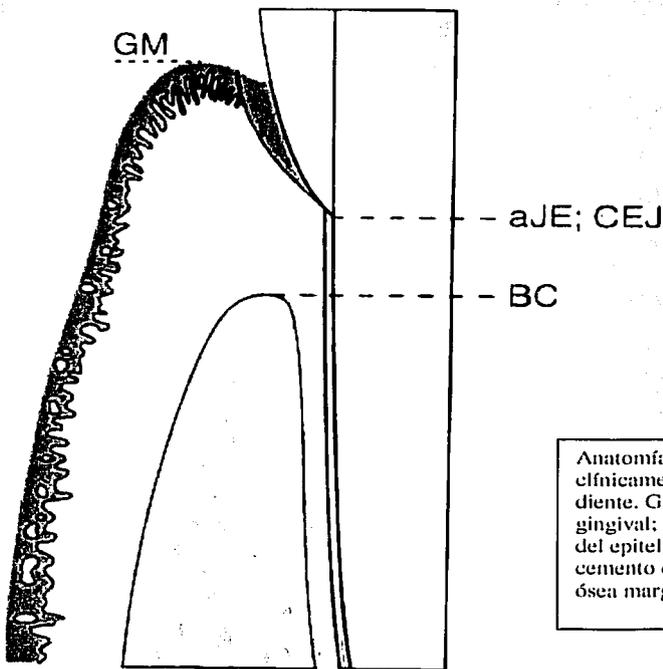
El empleo de hidroxiapatita en la superficie de los implantes se debe a que aporta diversas ventajas clínicas: formación ósea mas rápida en torno al implante, una unión al hueso mas completa y mas resistente y una tolerancia incrementada a las inexactitudes quirúrgicas. También se le atribuye una menor reabsorción ósea alrededor de los implantes y una cierta capacidad de crecimiento óseo en sentido coronal del implante. Seria el implante idóneo en hueso de pobre calidad, como en sectores posteriores del maxilar superior, y mas si el implante a colocar es obligadamente corto. Superaría en estos sectores el resultado de los implantes roscados de titanio al conseguir mayor superficie ósea de contacto y en menos tiempo.

La estabilidad y calidad del recubrimiento de hidroxiapatita esta en función de su cristalinidad (la mejor alcanza el 70 %), densidad, porosidad y grosor del recubrimiento. Así pues, no todas las cubiertas se comportan del mismo modo; las de mejor calidad (alta cristalinidad, baja porosidad y uniformidad de grosor) han demostrado ser estables clínicamente, en ausencia de enfermedad periimplantaria.⁸

3.3 SELLADO BIOLÓGICO GINGIVAL.

Los implantes orales están siempre en contacto con los microorganismos de la cavidad bucal. De forma que una estructura metálica emerge del interior de los tejidos. Para entender esta unión de los tejidos blandos a la superficie del implante es necesario que primero se conozca la biología de las estructuras periodontales. El tejido gingival consta de una encía adherida o insertada, queratinizada, mas firme y resistente, y una encía alveolar, de un color mas pálido, mas fina, no queratinizada y menos resistente ya que se trata de un epitelio de revestimiento. La primera de ellas recubre íntimamente los dientes y se denomina también masticatoria. Su porción mas coronal se llama encía libre o marginal, de un grosor entre 1 y 1.5 mm y, como su nombre indica, no esta soportada por hueso. Entre la encía adherida y el hueso existe un tejido conjuntivo rico en fibras elásticas, lo que le confiere una gran movilidad y elasticidad.

La encía y la integridad del epitelio de unión preservan al periodonto de la acción patógena de los gérmenes, y la integridad de este es muy importante para la supervivencia de los dientes. Este epitelio de unión consiste en un rodete alrededor del diente formado por una capa de células basales y unas 15 – 20 capas de células suprabasales, todo ello delimitado por una membrana o lamina basal cuya unión a la superficie dental (esmalte, dentina o cemento) se realiza mediante hemidesmosomas.



Anatomía del tejido blando y duro clínicamente sano alrededor del diente. GM indica el margen gingival; aJE, la terminación apical del epitelio de unión; CEJ la unión cemento esmalte; y BC, la cresta ósea marginal.

Aunque el epitelio de unión alrededor de los implantes se origina procedente del epitelio oral, y el que se encuentra en los dientes origina del epitelio reducido del esmalte, se han encontrado similitudes estructurales y funcionales.

La inserción epitelial en los implantes es similar a la existente en los dientes naturales. Las fibrillas del tejido conjuntivo subepitelial se insertan en la superficie del implante. Pero esto se cumple bajo ciertas condiciones: hay que colocar el poste implantario en mucosa firme e inmóvil; si no puede ser, es necesario hacer un injerto mucogingival preoperatorio o postoperatorio. Si la situación de un implante implica que va a estar rodeado de encía móvil, no queratinizada, y no se remedia, el implante no estará rodeado de un collar gingival estable y no habrá que esperar un anclaje del epitelio al pilar del implante. La ultra estructura de las células epiteliales adyacentes al implante no difiere de la de las más alejadas, lo que implica que no se ven afectadas por la presencia de titanio.

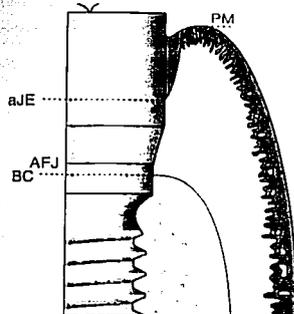
El ligamento periodontal consta de fibras colágenas (fibras de Sharpey) que unen el cemento y el hueso alveolar. Estas fibras actúan absorbiendo, dispersando y transmitiendo las fuerzas, y sufren continua remodelación. Incluyen células: osteoblastos, osteoclastos, fibroblastos, fagocitos, cementoblastos, células mesenquimales y células de los restos epiteliales de Malassez. El ligamento es rico en vasos y nervios sensitivos. En el implante oseointegrado, la unión del pilar con la fijación equivale a la unión amelocementaria del diente. La encía libre periimplantaria se corresponde a la encía libre natural y es similar a ella. El epitelio sulcular forma la hendidura gingival periimplantaria y el epitelio de unión se une al pilar por hemidesmosomas. Se cree que la glucoproteína del hemidesmosoma se une químicamente a la capa de óxido del implante. En la interfase entre el pilar y la capa de tejido conjuntivo hay una red tridimensional de fibras de colágeno que no se insertan en la superficie del implante, pero se ciñe a modo de corona y consigue un fuerte sellado. ¹

La inserción entre la mucosa y la superficie del implante titanio consiste en un epitelio de unión (aproximadamente 2 mm de altura) y una zona del tejido conectivo (aproximadamente 1 mm de altura). Este sellado de tejido blando protege la zona de oseointegración tanto de la cavidad oral como de las sustancias perniciosas producidas por la placa bacteriana. Esta zona del tejido blando en los implantes muestra algunas características en común con la zona correspondiente en los dientes, pero difiere en lo que se refiere a la composición del tejido conectivo, la organización de los haces de fibra de colágeno, y el abastecimiento vascular al compartimiento apical del epitelio de unión.

Basándonos en los estudios publicados, parece que la mucosa peri-implantar tiene la capacidad mas baja de encapsular la lesión placa-asociada que la encía y que las lesiones de peri-implantitis comprometen al tejido óseo y pueden producir la pérdida del implante. Según los estudios clínicos de seguimiento del tratamiento odontológico dental parece que la peri-implantitis no es una complicación frecuente. Sin embargo, debemos tener en consideración la posibilidad de que la pérdida ósea peri-implantar pueda ocurrir como un resultado de la sobrecarga oclusal, la formación de placa formada subgingivalmente o una combinación de ambas razones.

El tejido blando periodontal y peri-implantar presentan muchas características en común, pero también algunas diferencias, tales como la orientación de las fibras de colágeno y el hecho de que la mucosa peri-implantar se caracteriza por un alto contenido de colágeno y un numero bajo de fibroblastos. La mucosa periimplantar tiene la característica del tejido cicatricial, lo cual probablemente producirá un defecto de la defensa dañada contra la irritación exógeno tal como la infección de placa.

Esta característica, a su vez, subraya la importancia de tanto la creación de una anatomía del tejido blando alrededor del implante como el diseño adecuado de la supraestructura, para facilitar una alto estándar de higiene oral. Tales medidas minimizaran la frecuencia de las condiciones inflamatorias del tejido blando y duro que ancla el implante.⁷



Anatomía del tejido blando y duro clínicamente sano alrededor de un implante dental Branemark de titanio. PM indica el margen tisular blando peri-implantar; AJE, la terminación apical del epitelio de unión; AFJ, la unión pilar-fijación; y BC, la cresta ósea marginal.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

4. BIOMECÁNICA.

En cualquier estructura sujeta a una carga , son posibles la sobrecarga y sus complicaciones posteriores. La sobrecarga en el sistema biomecánico encontrado en la odontología implantológica se puede definir como una condición en la que las fuerzas funcionales o parafuncionales provocan fracasos del implante, la pérdida del soporte óseo, el fracaso del componente o una combinación de estas condiciones.

Las diversas partes mecánicas y biológicas o los sistemas responden de forma diferente a la sobrecarga. El aflojamiento de componentes en una situación adversa puede ocurrir en un plazo de un año, mientras que las fracturas de los componentes habitualmente solo ocurren después de una situación adversa de varios años de duración.

El fracaso del implante es muy posible durante una fase muy temprana, por lo tanto el factor mas importante parece ser el control de la carga durante el periodo inicial, de modo que la interfase implante-hueso tenga tiempo de establecer un equilibrio que hay que mantener a lo largo del periodo funcional del implante. Solo en las situaciones extremas el hueso perderá su capacidad de soporte debido a la sobrecarga posterior. Las complicaciones mecánicas, tales como el aflojamiento del tornillo, muy a menudo aparecen pronto y se deben considerar como signos de advertencia de la carga excesiva.

Un método clínico para analizar estos factores biomecánicos en la planificación del tratamiento, se basa en definir tanto la carga aplicada según los factores de carga geométricos y oclusales como la capacidad de soporte según la capacidad de carga del hueso / implante y los factores tecnológicos.⁷

4.1 FUERZAS DE LA MASTICACIÓN.

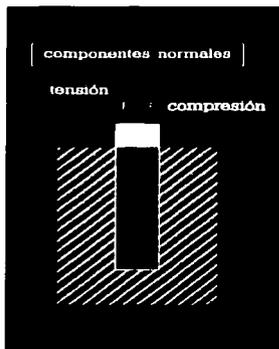
Durante la masticación, la mandíbula actúa como una palanca tipo III en la que el fulcro estaría situado en el condilo. Las fuerzas ejercidas en la masticación son breves, se calcula que duran aproximadamente 9 minutos al día.

Dichas fuerzas son mayores en los sectores posteriores, donde son perpendiculares al plano oclusal. Medidas entre 125 y 250 Psi en el primero y segundo molar, pasan a ser de 47 a 100 Psi en la zona canina y de 30 a 50 Psi a nivel de los incisivos. Las fuerzas periorales, ejercidas por la musculatura de los labios, buccinadores y la lengua, son mas constantes y de orientación horizontal.

La máxima fuerza de mordida que puede desarrollarse puede alcanzar los 500 Psi o incluso los 1000 Psi en bruxistas.

4.2 COMPONENTES DE LAS FUERZAS.

Las fuerzas ejercidas sobre los implantes son vectores y por tanto tienen una magnitud (medida en unidades de fuerza o presión) y una dirección. Los componentes de la fuerza pueden ir en las tres dimensiones del espacio. Los componentes normales se consideran aquellos que se producen en la dirección del eje mayor del implante, pueden ser fuerzas de compresión o de tensión. Las fuerzas de compresión tienden a mantener el implante (hacia el hueso) mientras que las fuerzas de tensión son disruptoras (tienden a extraer el implante). Los implantes soportan mejor los componentes normales de las fuerzas que los de cizallamiento. Los componentes de cizallamiento tienden a ser perpendiculares al eje mayor del implante y por ello destructivos (fuerzas horizontales); ni el hueso cortical ni los componentes del sistema soportan bien los componentes horizontales de las fuerzas.



Fuerzas de compresión.

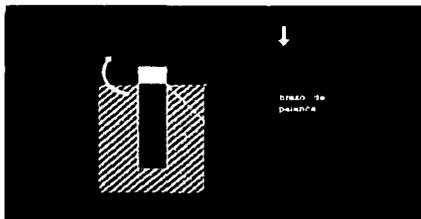


Fuerzas de cizallamiento.

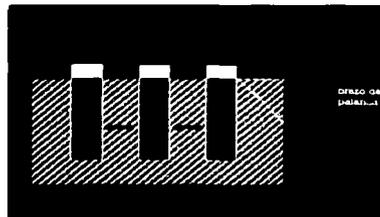
4.3 MOMENTO DE FUERZA.

Un momento de fuerza en torno a un punto, es aquel que tiende a producir rotación o a doblar; es una fuerza de torque o carga torcional. El momento de la fuerza se calcula por su magnitud multiplicada por el brazo de palanca, es decir, por la distancia entre el punto de aplicación de la fuerza y el punto de estudio. Estos momentos tienen lugar en todo tipo de extensión protética. Se producen en fuerzas perpendiculares al plano oclusal ejercidas sobre una barra extendida. Las fuerzas horizontales de componente bucolingual ejercidas sobre esa misma barra extendida también producen un momento de torsión del cuello del implante. Así mismo, la altura de una reconstrucción es el brazo de palanca de un momento de fuerza ejercido tanto en un eje buco-lingual como mesio-distal. Por ello, las extensiones deben ser reducidas el mínimo, lo mismo que las alturas de las reconstrucciones protéticas.

En un caso de dos implantes fertilizados a un cantilever en distal de las fijaciones, se produce una situación de palanca tipo I. El implante más distal (próximo a la extensión) es el fulcro de la aplicación de la palanca. Cuanto más corta sea la extensión y más separados estén entre los dos implantes menor será la fuerza de torque que sufrirán. Así mismo, en una extensión colocada en la parte anterior de la prótesis colocada el fulcro se produce sobre los implantes más anteriores. Cuanto mayor sea la distancia entre los implantes anteriores y los posteriores menor será la fuerza de torsión. Se debe intentar acortar la distancia entre los implantes anteriores y disminuir la extensión.



Extensión protésica sobre un implante y fuerza de torque que se genera.



Aplicación de una fuerza sobre una extensión en implantes fertilizados.

4.4 STRESS, STRAIN

Se entiende por stress la manifestación de una fuerza en un área sobre la que está actúa. Tiene magnitud y dirección ya que se trata de una fuerza y componentes normales o de cizallamiento. Se mide en unidades de presión.

Strain podría equivaler a deformación. Hace referencia a la elongación que sufre un material por unidad de longitud del mismo puede existir una strain de cizallamiento que sería una deformación perpendicular a la superficie del material.

De la relación entre ambos parámetros stress-strain pueden definirse curvas que dan una característica fundamental de un material a estudio. Su relación establece lo que se denomina el modulo de elasticidad del material (deformación por unidad de longitud frente al stress).

Una vez elegido el material por tener un modulo de elasticidad cercano al del hueso para disminuir su deformación, solo cabe disminuir el stress (fuerza por unidad de superficie) al que se le somete.⁸

4.5 FACTORES DE CARGA GEOMÉTRICOS.

Numero de implantes, su posición relativa y el diseño de la prótesis.¹¹

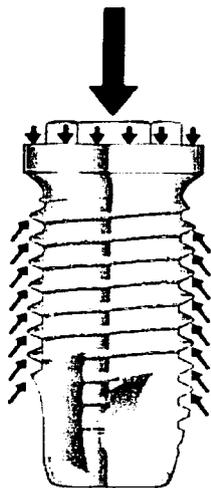
La sobrecarga en el sistema biomecánico implanto – soportado esta causada muy a menudo por el momento de flexión excesivo. Una consecuencia importante de la naturaleza destructiva de la flexión es que la restauración de la arcada parcialmente edentula suele ser mas susceptible a la sobrecarga que la restauración de la arcada total, puesto que los casos parcialmente edentulos usan la configuración mas lineal del implante.

Cuando una fuerza se aplica a lo largo del eje axial de un implante (fuerza axial), el estrés se distribuirá alrededor de la sección transversal del implante y las roscas del implante, y el implante y el hueso de soporte tendrán una alta capacidad de soportar la carga. Sin embargo, si la fuerza o un componente de tal fuerza se aplica en la dirección transversal con relación al eje axial del implante, se producirá un momento de flexión sobre el implante.

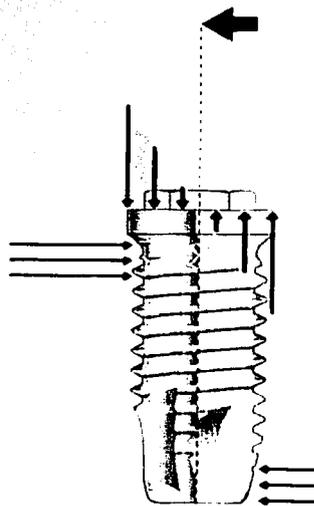
En flexión, solo una porción pequeña de la sección transversal del implante contrarrestará la carga; el hueso se cargará principalmente en las porciones terminales del implante, creando el aumento del nivel de estrés, tanto al implante como al hueso.

El momento de flexión se define como la fuerza x el brazo de palanca. Cuanto más largo es este brazo de palanca, mayor es el movimiento de flexión y estrés. Así pues, aunque la fuerza puede ser de magnitud razonable, las fuerzas necesarias para contrarrestar la flexión pueden ser excesivas debido al efecto de palanca. Por lo tanto, es preferible la carga axial.⁷

Para determinar el número ideal de implantes en una situación clínica determinada, no es suficiente considerar el número de dientes. Es necesario considerar el número de raíces de soporte a reemplazar.¹¹



Si la fuerza se aplica a lo largo del eje axial de un implante (fuerza axial), el estrés se distribuirá alrededor de la sección transversal de implante y las roscas de implantes.



Si una fuerza se aplica a una dirección transversal con relación al eje axial del implante, se introduce un momento de flexión. Solo una porción pequeña de la sección transversal del implante y solo unas pocas roscas contrarrestarán la carga, creando el aumento de nivel de estrés, tanto al implante como al hueso.

4.6 FACTORES DE CARGA OCLUSALES.

Contactos laterales importantes durante los movimientos excursivos de la mandíbula y hábitos parafuncionales.¹¹

Las fuerzas oclusales en casos individuales son difíciles de predecir y controlar, dado que su intensidad y dirección varían de paciente a paciente. Además, una fase rehabilitadora en la que el paciente aplica la fuerza controlada no es factible en la odontología implantológica. La única manera de considerar la fuerza funcional es por estimación. El bruxismo y parafunción son esencialmente importantes de identificar; tales hábitos pueden provocar sobrecarga de flexión, cuando ambos incrementan tanto de magnitud como de frecuencia. La reconstrucción implantológica debe ser muy estable para los pacientes con bruxismo o parafunción, dado que muy frecuentemente no se pueden controlar las fuerzas.

El efecto de las fuerzas orales en los implantes puede variar dependiendo de las condiciones oclusales. Si se permite el contacto cuspideo, el aumento de inclinación cuspidea provoca un incremento de la magnitud de los componentes de la fuerza transversal, y cuanto más lateral es el contacto, mayor la palanca. Sin embargo el centralizar el contacto oclusal, contrarresta estos efectos. La consideración meticulosa del diseño de las superficies oclusales y el patrón de contacto es un instrumento importante para limitar las fuerzas de flexión sobre el implante y el hueso.⁷

Tanto la intensidad de la fuerza como los hábitos parafuncionales pueden tener un efecto considerablemente negativo en la estabilidad de los componentes de los implantes. El riesgo es elevado si las fuerzas no se transmiten a lo largo del eje de los implantes.

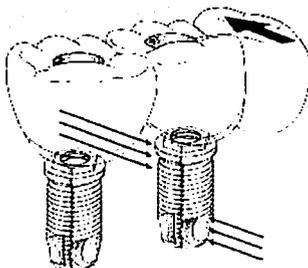
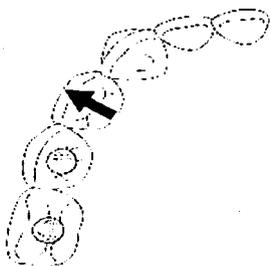
Un paciente bruxomano o que ha perdido sus dientes por fractura debe ser considerado un paciente de alto riesgo y la restauración sobre implantes debe reforzarse mediante un soporte óptimo que compense la situación de sobrecarga.

Los dientes naturales debido a la presencia de ligamento periodontal, tienen una movilidad fisiológica y son susceptibles de experimentar movimientos. Por el contrario, los implantes son rígidos y están fijos en sus posiciones. Por esta razón, existe el riesgo de que los implantes reciban una mayor parte de la carga oclusal con relación a los dientes.

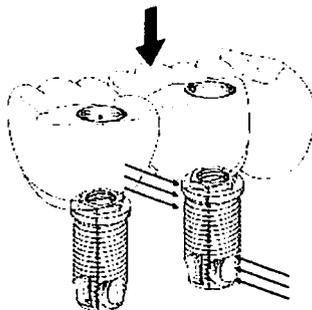
Para compensar este riesgo, las prótesis sobre implantes deben estar diseñadas idealmente de la manera siguiente:

- Contactos oclusales en la fosa central.
- Poca inclinación de las cúspides.
- Superficie oclusal reducida.

La eliminación de los contactos laterales sobre la prótesis implantosoportada supone una situación mas favorable. La capacidad propioceptiva de los dientes adyacentes puede ayudar a reducir la carga recibida por los implantes, en particular durante los movimientos excursivos de la mandíbula. ¹¹



Una extensión mas allá del soporte del implante provoca un aumento del momento de flexión desde una fuerza transversal que actúa sobre el pontico.



Los implantes que están vestibulolingualmente colocados en posición de offset con relación a una prótesis, pueden crear un momento de flexión desde el componente de la fuerza axial que actúa sobre la prótesis.

4.7 CAPACIDAD DE CARGA HUESO-IMPLANTE.

Soporte sobre tejido óseo recién formado en ausencia de una adecuada estabilidad primaria de los implantes, así como implantes de diámetro notablemente inferior al considerado idóneo para la situación.

Después de la cirugía es importante evaluar la calidad del anclaje de cada implante. Es posible, entonces, determinar un tiempo adecuado de cicatrización antes de cargar la prótesis y hacer una estimación de la capacidad de carga de cada uno de los implantes.¹¹

4.7.1 ANCLAJE DEL IMPLANTE.

La estabilidad total del anclaje del implante se determina por la calidad y la cantidad ósea. El soporte cortical es importante dado que el engranaje de las roscas del implante en el hueso fuerte y compacto incrementa la capacidad de llevar la carga. El anclaje bicortical aumenta no solamente la cantidad de soporte óseo cortical, sino también la resistencia a la flexión.

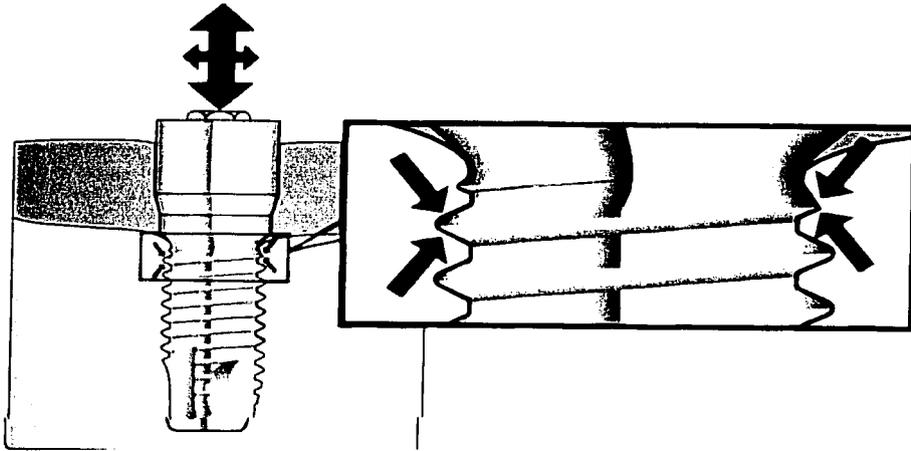
En caso de que el hueso cortical disponible para el anclaje no sea suficiente para el anclaje seguro del implante se necesitara nueva formación ósea para asegurar el implante. Las maneras de tratar esta situación incluyen permitir el tiempo suficiente de cicatrización, proteger el implante dejando de llevar la carga plena hasta que el hueso haya mostrado su resistencia a ambos. Depender del hueso recién formado cuando no existe la buena fijación mecánica inicial se puede considerar como un factor de riesgo.

A parte del periodo de cicatrización, la técnica quirúrgica es también importante para el uso efectivo del hueso disponible.⁷

Si la estabilidad primaria de los implantes no es satisfactoria, el tiempo de cicatrización debe aumentarse, y el implante debe protegerse de la sobrecarga durante el periodo inicial de función. La ausencia de una buena estabilidad primaria del implante debe considerarse como un factor de riesgo solo durante el primer año de función.

Los implantes de diámetro pequeño tienen menor capacidad para soportar las fuerzas de flexión que los implantes de diámetro grande.

Por lo tanto, en los sectores posteriores se deben utilizar implantes de al menos 4 mm de diámetro.¹¹



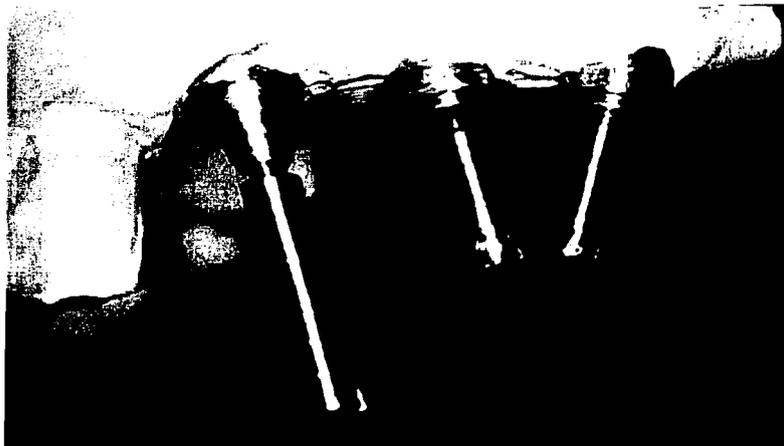
El engranaje de la rosca del implante en el hueso cortical, esto es importante para la transferencia óptima de la carga.

4.7.2 LA INCLINACIÓN DEL IMPLANTE.

Además de utilizar óptimamente el hueso en el lugar deseado del implante, a veces puede mejorar el anclaje inclinando el implante. En determinadas situaciones, inclinar el implante también puede proporcionar una mejor posición coronaria para el implante de tal manera que mejora el soporte de la prótesis.

La inclinación limitada (15 a 30 grados) de un implante es de menor importancia en la concentración del estrés óseo. Además, cualquier potencial de tensión de un implante mesiodistalmente inclinado será contrarrestado por la rigidez de la prótesis. Sin embargo la inclinación del implante en dirección vestibulolingual es un problema potencial; si la reconstrucción protésica este colocada en posición de offset con relación a la cabeza del implante, se introduce un momento de flexión sobre el implante.

Así pues, la meta debe ser colocar la cabeza del implante lo mas cerca posible a la dirección actuante de la fuerza, de tal manera que se reduzca el brazo de la palanca y el momento de flexión.⁷



Una inclinación mesiodistal en una alineación de múltiples implantes no provoca el aumento de carga, dado que una flexión en el plano definido por el eje axial longitudinal de la prótesis y la dirección del implante será contrarrestada por la supraestructura.

5. OCLUSIÓN.

5.1 FILOSOFIAS DE LA OCLUSIÓN.

5.1.1 GNATOLOGICA.

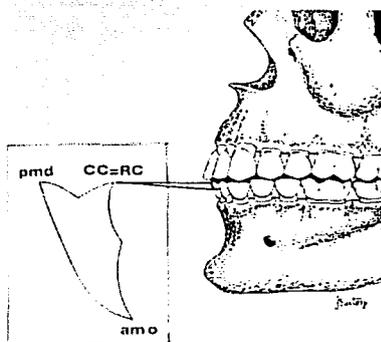
A mediados de 1920 McCollum y una docena de sus colaboradores adoptaron el termino "gnatología" y formaron la sociedad gnatologica de California. Se propuso el termino "gnatología" para describir la ciencia que tiene que ver con el mecanismo biológico del sistema masticatorio. En otras palabras, se refiere a la ciencia dedicada al estudio de la cavidad bucal como unidad funcional en relación directa con su morfología, histología, fisiología y tratamiento, incluidas sus relaciones vitales con el resto del cuerpo.

El criterio clínico para definir los patrones oclusales establecía que la altura máxima de las cúspides dentarias y la profundidad de las fosas, correlativas con las trayectorias condíleas de los pacientes, podrían ser determinadas cuando se necesitara hacer dentaduras protéticas y restauraciones dentarias. Tales determinantes así como una desoclusión anterior armoniosa definiría morfologías oclusales compatibles con la denominada oclusión balanceada. Este concepto de oclusión se baso en la premisa de que los movimientos temporomandibulares dictan la anatomía y función de los dientes con el objeto de obtener el máximo de armonía en la musculatura bucofacial y el hueso basal. Consideraron las articulaciones como fulcro y elemento temporalmente estable. Debido a esa posición, la oclusión fue considerada un fenómeno independiente del mecanismo propioceptivo, donde la razón anatómica dirigía los movimientos mandibulares funcionales debido a la morfología de la ATM y no esencialmente debido a la acción muscular.

Desde el establecimiento de esta escuela, destacaron el concepto de oclusión balanceada, en la que, durante las excursiones funcionales los dientes podrían producir múltiples contactos simultáneos, tanto del lado activo como del de balanceo. La relación céntrica podría coincidir con la oclusión céntrica en casos reconstructivos. La principal razón para este concepto fue la obtención de mayor espacio entre dientes para reducir la necesidad de aumentar la dimensión vertical de la oclusión.

Los seguidores de esta escuela sostenían que la oclusión céntrica no era el final del movimiento masticatorio sino meramente el punto en que el movimiento masticatorio cambia su dirección vertical y lateral. La disposición de los dientes en la oclusión balanceada sería tal que evitaría la desoclusión en excursiones funcionales.

Más adelante, el principio de la oclusión balanceada fue abandonado porque tenía más que ver con la confección de dentaduras artificiales. A su vez Stallard y Stuart presentaron el concepto de oclusión orgánica u organizada. Aunque eran partidarios de los principios originales de la gnatología, utilizaron versiones modificadas de los conceptos previos. Dejaron a un lado la premisa de que las excursiones funcionales eran predominantemente de movimientos masticatorios, basados sobre el hecho de que la masticación podría ser más vertical que lateral. Luego, la trituración de alimentos fue tomada como un movimiento recíproco, y se suponía que en el momento en que las cúspides tocan las superficies oclusales antagonistas el movimiento se invierte y comienza otro ciclo. Basados en que la desoclusión era considerada como el reverso de la oclusión, postularon que los dientes podrían desocluir durante los movimientos funcionales. Una desoclusión posterior organizada evitaría la invasión del espacio libre interoclusal, evitando perturbaciones del intervalo de reposo muscular durante la acción masticatoria. El concepto de oclusión protegida por el canino fue colocado en primer lugar por este grupo y según D'Amico los caninos eran considerados los dientes clave de la articulación dental.



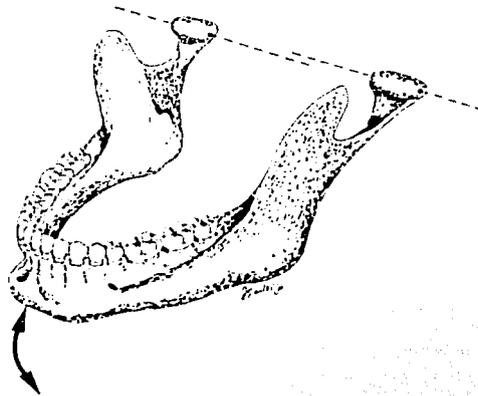
Aspecto gnatológico del esquema de Posselt donde el contacto céntrico (CC), coincide con el contacto retrusivo (RC). Desplazamiento protrusivo máximo (pmd), apertura mandibular máxima anterior (amo).

Los instrumentos gnatológicos fueron criticados desde un comienzo. Sin embargo, estudios posteriores demostraron su valor, principalmente en la reproducción de los movimientos bordeantes mandibulares. Los partidarios de su empleo opinan que la obtención de estos movimientos por medio de trazados pantograficos aseguran que en la rehabilitación oral de los pacientes habrá un esquema oclusal compatible con las determinantes condíleas. Esto es especialmente importante no solo durante el ciclo masticatorio sino también durante cualquier otro movimiento dentro de los límites de los bordes.

5.1.2 TEORIA TRANSOGRAFICA.

La teoría transografica depende de cuatro principios: eje de apertura, plano craneal, movimiento de Bennett y movimientos bordeantes.

Acercas del primer principio, Page consideraba que los ejes de apertura de la mandíbula cruzaban el interior de hueso maxilar. Sostenía que la localización de estos ejes no esta absoluta y científicamente constante. Pero en un intervalo de 12° a 15° de rotación durante los procedimientos de ubicación, permanecen tan cerca de reproducibilidad que prácticamente podrían ser considerados invariables. Otro aspecto importante que observo es una asimetría de estos ejes cuando trato de adaptarlos en un arco facial común. Tal asimetría fue una justificación para distintos ejes. Para estas asimetrías Page creo un arco facial que pudiera ser transformado en el articulador una vez montados los modelos, con la intención de disminuir los errores de la técnica de transferencia. Como ultima consideración sobre el eje de rotación, esta su vinculación con la relación céntrica. Page nunca hizo esfuerzo alguno por aceptar que la relación céntrica gnatologica y el registro transografico de la oclusión hecho de acuerdo al eje de rotación de bisagra, eran sinónimos (por lo menos en teoría).



Rotación mandibular sobre ejes independientes, según el concepto transografico.

Con respecto al segundo principio, como la teoría transografica no admitía que haya traslación condilea, en la practica, el plano de referencia horizontal (plano craneal), no tiene razón de ser.

Al analizar el movimiento de Bennett vemos que la teoría transografica, contrariamente a la teoría gnatólogica, se distingue por sostener que dicho movimiento es la consecuencia de la apertura bucal de acuerdo a dos ejes no colineales. Page tampoco admitió la existencia del movimiento lateral de Bennett.

Tanto el movimiento lateral como el vertical son progresivos y disminuyen a medida que los dientes antagonistas se acercan a la intercuspidadación máxima.

En las discusiones sobre movimientos bordeantes, las restricciones impuestas por la teoría de los movimientos bordeantes cuando se llevan los movimientos a una zona o área terminal funcional estrecha, provocó un gran número de interrogantes en el campo de la rehabilitación bucal.

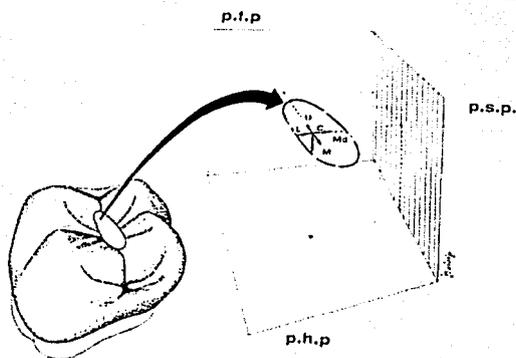
5.1.3 CONCEPTO DE LIBERTAD CÉNTRICA.

Como este concepto básicamente tiene que ver con la oclusión funcional, el énfasis está puesto en las características morfofuncionales del aparato masticatorio. En este grupo hay un real compromiso con el conocimiento de la fisiología del conjunto de sistema masticatorio. Los fundamentos musculares, mecanismos articulares, conocimientos biomecánicos y otros, forman la base científica de esta escuela. Además, estos fundamentos constituyen una base para los principios y la evolución de las teorías de este concepto de oclusión. Además de todo el apoyo científico, uno de los fuertes de esta escuela, según sus seguidores, está representada por la falta de otras pruebas que puedan debilitar sus afirmaciones.

La libertad de céntrica es un concepto unificado y de extremo abierto de oclusión, usado de manera pragmática y desarrollado para cumplir con los principios de una oclusión ideal. Como esta escuela está de acuerdo con los principios de una oclusión ideal, su concepto es un intento de establecer criterios terapéuticos de ajuste oclusal y rehabilitación oral. Estos criterios son un intento por eliminar la necesidad de adaptación neuromuscular. En este caso, las estructuras periodontales, o cualquier otra, involucradas en el sistema masticatorio tendrían menos relación con las características oclusales que con los aspectos funcionales. Luego, sobre esta base, el concepto de libertad en céntrica evolucionó para promover una oclusión funcional. Fue posible hallar entre las principales características la suficiente flexibilidad para enfocar una gran variedad de situaciones clínicas que enfrentamos en nuestro ejercicio de la odontología.

Además de ser un abordaje pragmático de la oclusión, esta teoría tiene un fundamento de modo que 1) se adaptara a todos los patrones de relación maxilomandibular y 2) satisficiera los requisitos de las relaciones fisiológicas tales como guía mandibular, estabilidad oclusal, masticación y deglución.

Según los conceptos originales de esta escuela, la oclusión céntrica y la relación céntrica son áreas coincidentes pero planas en la profundidad de las fosas, en las cuales ocluyen las cúspides antagonistas, que permitirán un cierto grado de libertad en movimientos céntricos y excéntricos sin las influencias de la guía de las vertientes oclusales. Esta escuela también sostenía que en odontología restauradora, la eliminación de las disfunciones del sistema masticatorio y el mantenimiento de la estabilidad oclusal son sumamente importantes.



Aspecto tridimensional del concepto de libertad céntrica. Puede haber libertad hacia mesial (M), distal (D), vestibular (L) y lingual (Md) desde el contacto céntrico ©. La superficie de contacto se relaciona con estos planos ortogonales posteriores: horizontal (p.h.p), frontal (p.f.p) y sagital (p.s.p.).

De acuerdo con las premisas de esta escuela, la estabilidad oclusal es un estado de equilibrio en las alteraciones anatómicas y funcionales, como consecuencia de un determinado procedimiento dental, pueden ser toleradas dentro del margen de la capacidad de adaptación del sistema masticatorio. Y así, se cree que es posible conservar el equilibrio de las fuerzas.

Pese a ser considerado un punto de partida en oclusión, la relación céntrica, según los principios de la libertad en céntrica está muy influida por factores relacionados con el sistema neuromuscular. Aunque esta escuela consideraba la oclusión céntrica como una posición funcional, no la toman por un determinante importante de la oclusión. Para ellos esta afirmación es especialmente cierta con los siguientes puntos tomados como apoyo:

-
- ✓ Eso no significa que la relación céntrica deba ser obligadamente una “céntrica habitual” después de la eliminación de las interferencias o la realización de procedimientos restauradores.

La función propioceptiva registrada en el sistema nervioso central como actitud protectora de la actividad muscular es tan importante para la relación céntrica como lo es para la oclusión céntrica.

Aquí hay una considerable distinción entre lo que realmente es la relación céntrica y lo que podría ser, como la hay para cualquier otro concepto de oclusión en la rehabilitación oral total.

Desde el punto de vista práctico, la dimensión vertical de la oclusión céntrica y la relación céntrica podría ser la misma cuando fueran eliminadas todas las interferencias en relación céntrica. Esta idea no significa que ambas posiciones (oclusión céntrica y relación céntrica) coincidan en un punto, sino que podrían estar relacionada al mismo nivel de la dimensión vertical. Esto es especialmente así cuando se encuentra una discrepancia en el recorrido entre oclusión céntrica y relación céntrica, según sea la posición de los cóndilos en sus respectivas superficies articulares. Luego, según los seguidores de este concepto, como regla básica la dimensión vertical de contacto no debiera ser alterada nunca a nivel de la oclusión céntrica durante el ajuste oclusal.

En lo referente al lado activo, este concepto de oclusión fue coherente con la idea de que no hay necesidad de contacto múltiple de los dientes en lo que concierne a la dentición del paciente. La finalidad fue proporcionar un movimiento suave en la relación de contacto lateral y también en lateroprotrusión. Podrían obtenerse los movimientos deslizantes suaves con saltos desde oclusión céntrica y relación céntrica, así como desde cualquier otra posición del maxilar inferior en el rango de estas dos posiciones.

Si se necesita alguna guía para las excursiones de trabajo, naturalmente se dedicarán los mayores esfuerzos a ciertas guías entre canino antagonista, pero en todos los casos habrá que considerar el grado de resalte.

Como es un principio bien establecido el que las fuerzas axilares son mejor toleradas que las laterales, para este concepto de oclusión fue especialmente importante la reducción al mínimo de las fuerzas laterales en contactos en balanceo. También fue importante evitar todo contacto en balanceo en la dentición natural, pues de este modo habría un movimiento suave hacia el lado opuesto de los arcos.

5.1.4 TEORÍA DEL DESPLAZAMIENTO CONDILEO DE GERBER

La oclusión normal o ideal propuesta por Gerber (quien no hizo distinción entre estos dos términos) era aquella en la que los dientes estaban en intercuspidadación máxima, con los cóndilos centrados en sus superficies articulares en la posición más sagital y superior. La relación de dientes con dientes debían ser de puntas cuspidéas en sus fosas antagonistas (como elemento de un mortero) con poca libertad para el movimiento. Cuando hablaba de un cóndilo “centrado”, se refería al espacio entre la superficie superior del cóndilo y el “techo de la superficie articular”. Tal espacio debe ser lo suficiente grande como para permitir que el paciente tenga intercuspidadación máxima sin apretar el menisco. De este modo también se evitaría el desplazamiento del líquido sinovial.

Según este concepto, toda desviación relacionada con esta centralización mandibular constituye un desplazamiento condilar. Para diagnosticar los diferentes desplazamientos del cóndilo en intercuspidadación máxima, utilizaba cuatro procedimientos:

- 1.- Análisis oclusal de los modelos montados en su articulador (condilar) mediante una técnica de modelos separados y con montaje mediante trazado de arco gótico o punto céntrico de punta de flechas. Su diagnóstico utilizando el modelo separado se basaba en la técnica de Lauritzen pero de una manera totalmente modificada.

Los modelos móviles permitan la observación de la dirección del desplazamiento mandibular al ocluir en intercuspidadación máxima.

2.- Radiografías de la ATM en oclusión céntrica. Básicamente, su técnica radiográfica presentaba una proyección craneal excéntrica que según Schuller-Lindblom (proyección 22 grados/10 grados) revelaba de la mejor manera los aspectos laterosuperiores de las articulaciones.

3.- Una prueba de resiliencia de la articulación, basada en el hecho de que toda articulación del cuerpo humano debe tener un cierto grado de resiliencia fisiológica. Para esta prueba, se colocan hojas de pape de estaño (0.6mm de espesor) entre premolares antagonistas, en la boca del paciente. Con un delgado trozo de plástico colocado entre los molares antagonistas del lado contralateral, se examinan los contactos oclusales. Según él, suponía que la resiliencia articular era normal cuando se alcanzaban contactos en molares con una separación de 0.6 mm entre premolares del lado opuesto.

Si no había contacto ni siquiera con 0.3 mm de separación entre premolares, diagnosticaba compresión articular.

4.- Observaciones clínicas con palpación muscular, y también interpretación de los trazados. De acuerdo a la interpretación de las pruebas diagnosticas descritas, Gerber definía las siguientes situaciones cuando ajustaba en intercuspidadación máxima los modelos separados.

- Con el modelo superior apoyado con total estabilidad en el yeso de montaje y con prueba de resiliencia positiva (0.6 mm de abertura), los cóndilos deben estar en la parte superior de las superficies articulares.



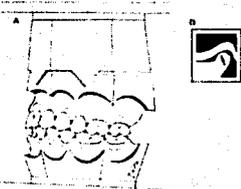
Posición correcta de los modelos (A), porque los cóndilos están centrados en la superficie articular (B).

- Con el modelo superior separado atrás del yeso de montaje y con una prueba de resiliencia negativa (apertura de 0 mm), los cóndilos estarían en la parte superior de sus respectivas superficies articulares pero el espacio superior de la articulación estaría angostado. Esta probable explicación de la causa sería la pérdida de dientes posteriores con dentición oclusal deficiente.



Caída posterior de los modelos (A), debido al desplazamiento ascendente de los cóndilos.

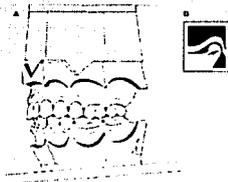
- Con el modelo superior separado del yeso adelante y cuando el paciente es capaz de mantener una hoja de papel de estaño de 1.2 mm entre los premolares, los cóndilos estarían en la parte superior de sus superficies articulares, pero el espacio superior aumentaría. Según el, la causa probable estaría vinculada con restauraciones altas en sectores posteriores de los arcos, extrusión de los terceros molares y migración mesial de los segundos molares.



Posicionamiento incorrecto de los modelos (A), debido al desplazamiento descendente de los cóndilos (B).

- Cuando el modelo superior esta desplazado hacia delante y abajo y separado adelante, o, por otro lado, separado hacia atrás y abajo y separado atrás, la prueba de resiliencia encaja en los casos b y c. Los cóndilos estarían respectivamente en posición posterior e inferior o anterior e inferior.

Según este razonamiento, los espacios de la articulación aumentarían adelante y atrás. Para la primera situación, Gerber definió relaciones oclusales desviantes y entrecruzamiento profundo de Clase II. Para la segunda explico que había un deslizamiento desviante en intercuspidad máxima.



Posicionamiento anterior de los modelos (A), debido al desplazamiento posterior del cóndilo (B)

- En el caso de haber desviación lateral de los modelos sin una evaluación posible de la resiliencia articular, los cóndilos se desplazarían transversalmente. Según el este hecho fue resultado de contactos laterales desviantes.¹³

5.2 DETERMINANTES DE LA OCLUSIÓN.

La valoración de oclusión normal (Andrews, 1972) empieza con determinar la posición cuando el condilo se centra en una posición retrusiva en la fosa glenoidea. La distancia anteroposterior entre la relación céntrica y la oclusión céntrica debe ser 1 mm o menos. No debe haber ninguna desviación lateral que podría causar desplazamiento de cualquier condilo de la posición central y así podría producir actividad asimétrica del músculo y desequilibrio.¹²

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

5.2.1 RELACIÓN CÉNTRICA Y MÁXIMA INTERCUSPIDACIÓN

La relación céntrica puede definirse como la relación de la mandíbula con respecto al maxilar cuando el complejo condilo disco, correctamente alineado, se encuentra en la posición mas superior contra el tubérculo articular, independiente de la posición de los dientes o de la dimensión vertical. ¹⁴

La relación céntrica es una posición condilar independiente del contacto dentario, en la que la mandíbula sólo puede realizar un movimiento de rotación puro, es decir, apertura y cierre; el eje alrededor del que se realiza este giro se denomina eje termina de bisagra. En relación céntrica el complejo cóndilo - disco se encuentra en la posición más anterior y superior contra las eminencias articulares de la fosa mandibular. Esta situación es reproducible, registrable y atraumática, por lo que hablamos de una posición clínicamente estable.

La máxima intercuspidad es, en cambio, una posición mandibular determinada por el máximo contacto dentario, independientemente de la posición condilar; en máxima intercuspidad los cóndilos se encuentran en relación céntrica sólo en el 7% de los individuos. Para el establecimiento y desarrollo de una función oclusal correcta no es requisito indispensable la coincidencia de ambas posiciones.

La realización de prótesis en máxima intercuspidad estará indicada en aquellos pacientes desdentados parciales en los que los dientes remanentes mantengan los determinantes de la oclusión, exista una posición intermaxilar estable y no presente patologías de la articulación temporomandibular. Se trata por tanto de pacientes oclusalmente estables y asintomáticos, en los que las prótesis se construirán de manera que funcionen en armonía con las relaciones y guías preexistentes.

Cuando la pérdida o deterioro dentarios hayan producido un fracaso oclusal, la rehabilitación mediante prótesis debe restituir los determinantes funcionales de la oclusión ausentes. Estas restauraciones deben realizarse en armonía con las relaciones y guías mandibulares fisiológicas.

Las indicaciones para la rehabilitación en relación céntrica serán aquellos casos con ausencia total de los determinantes de la oclusión, como ocurre en las rehabilitaciones completas, ya sean fijas o removibles, en los casos de inestabilidad oclusal posterior, y en presencia de patologías de la articulación temporomandibular.⁸



Cierre en máxima intercuspidación dentaria.



En algunos pacientes parcialmente desdentados, los dientes remanentes pueden mantener una estabilidad oclusal.

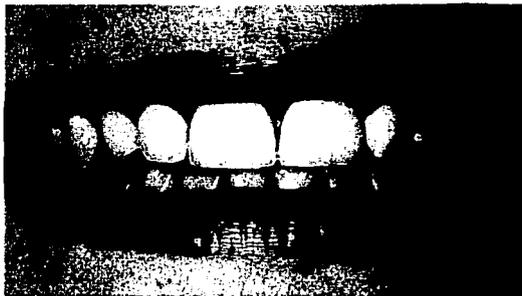
5.2.2 GUÍA ANTERIOR

Se define como el contacto de las piezas anteroinferiores con las anterosuperiores durante las excursiones en céntrica, en protrusiva y en movimientos laterales.¹⁴

La guía anterior es la relación dinámica de los dientes anteriores mandibulares con los contornos palatinos de los dientes anterosuperiores cuando existe contacto dentario; esta relación debe guiar los movimientos laterales y de protusión mandibular.

Para Ferrer, la guía anterior fisiológica es aquella que es capaz de realizar las funciones que la caracterizan, sin traumas ni esquemas irritativos para ninguno de los componentes del sistema estomatognático; las funciones de la guía anterior son:

- Cortar alimentos
- Estética
- Fonética
- Programar la función; los dientes del grupo anterior son los más sensitivos pues son los que más propioceptores poseen en su periodonto. La mandíbula sin contacto dentario es guiada por el sistema neuromuscular, pero cuando existe contacto son los dientes los que guían el movimiento, y este contacto inicial durante la masticación generalmente se produce entre los caninos del lado de trabajo.
- Proteger a los dientes posteriores de las fuerzas laterales mediante el mecanismo de la disclusión; se debe producir la inmediata pérdida del contacto de los dientes superiores e inferiores, o desoclusión, en el momento en que los dientes abandonen la oclusión céntrica en un movimiento protrusivo o de lateralidad.



Guía anterior fisiológica; esta implicada en la fonética, función masticatoria, función oclusal y estética.

El análisis oclusal de los pacientes a rehabilitar debe incluir una valoración de la guía anterior. Siguiendo a Ferrer según el estado de la guía anterior se pueden distinguir diferentes situaciones, y en función de ellas establecer la actitud terapéutica:

- Ausencia total de la guía anterior
- Incompetencia de la guía anterior, con presencia o ausencia parcial de los dientes anteriores

Ambas situaciones suponen la necesidad de una rehabilitación de la función de la guía anterior.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

- Guía anterior competente, que se mantiene aunque se modifiquen los dientes (se produce la guía anterior existente)
- Mantenimiento sin modificar los dientes de la guía anterior.

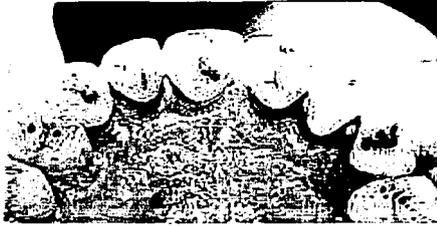
La guía anterior es junto con la relación céntrica y el eje terminal de bisagra, la determinación más importante que se deben realizar para la rehabilitación oclusal, y de ella va a depender el éxito o fracaso de muchos tratamientos. Además de ser la parte más visible de la sonrisa y de su implicación fonética, la relación de las piezas anteriores durante su función es el determinante principal de la morfología oclusal posterior. Los trayectos condilares o guía condilar no dictan la guía anterior, y no hay ninguna necesidad, ni siquiera ventaja, de intentar conseguir que la guía anterior sea un duplicado de la condilar. La precisión con la que la guía anterior esté armonizada con los patrones individuales de función determinará la comodidad del paciente.

Cuando se haya producido un fracaso completo de la guía anterior, ésta debe ser determinada en la boca de forma clínica mediante la elaboración y modificación durante el uso de la prótesis provisional, estableciendo los contornos de los dientes, la inclinación de sus caras, la posición del borde incisal y la relación funcional con los demás dientes, siguiendo las instrucciones del paciente en cuanto a función y comodidad; a partir de este punto, las características de la guía anterior pueden ser reproducidas y fijadas en la platina incisal del articulador, para mantenerla durante todas las fases posteriores del tratamiento, hasta la instalación de la prótesis definitiva.



Duplicado en la platina incisal del articulador con acrílico de la guía anterior previamente determinada mediante provisionales en la boca del paciente.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Prótesis metal cerámica en la que se muestran los contactos en la zona anterior.

5.2.3 GUÍA CONDILAR

Se denomina guía condilar a la inclinación de la vertiente anterior de la eminencia articular respecto a la horizontal en el plano sagital, que determina la inclinación de la trayectoria condilar. La combinación de la guía anterior y de la guía condilar delimitan la trayectoria bordeante de los dientes postero - inferiores. Si ambas guías están transferidas correctamente al articulador, la trayectoria corregida por cada diente entre estos dos determinantes deberá ser correcta.

Durante el proceso de elaboración de las prótesis en el articulador semiajustable es útil programar una inclinación de la guía condilar menor que la real del paciente; de esta forma, si realizamos una restauración oclusal posterior sin interferencias en el articulador, nos estaremos asegurando un margen mayor para la desoclusión real del paciente, ya que el cóndilo descenderá por la eminencia articular con una pendiente más pronunciada que la guía condilar del articulador.

Según estudios referidos por Dawson, la trayectoria condilar mínima es de 25 grados, y por lo tanto la utilización de manera rutinaria en el articulador de guías condilares a 20 grados permitirá la construcción de restauraciones que desocluirán fácilmente, sin la necesidad de individualizar la trayectoria condilar de cada paciente.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Guía condilar del articulador fijada a 20°

5.2.4 PLANO OCLUSAL.

El plano oclusal está delimitado de forma imaginaria por el borde de los incisivos centrales inferiores y la cúspide distovestibular de los segundos molares inferiores. De forma clínica un plano oclusal será aceptable siempre que permita el funcionamiento de la guía anterior.

El plano oclusal debe estar en armonía con la curva de Spee, que es la que describen las superficies de oclusión de los dientes desde el vértice del canino inferior, siguiendo las cúspides vestibulares hasta la cúspide distovestibular del último molar inferior, y con la curva de Wilson, que es la curva que pasa por las cúspides vestibular y lingual de molares y premolares superiores e inferiores; esta disposición es el resultado de la inclinación hacia dentro de los dientes posteroinferiores, de forma que en la mandíbula las cúspides linguales se ubican por debajo de las vestibulares y permite ofrecer una resistencia máxima para la carga funcional.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

5.2.5 SOPORTE OCLUSAL POSTERIOR.

La posición de máxima intercuspidad dentaria, con independencia de su coincidencia, con la posición condilar de relación céntrica, se produce una dimensión vertical de oclusión determinada, y en esta situación termina el ciclo de la masticación, siendo la posición funcional de estabilidad para el sistema estomatognático. Es importante que esta posición este mantenida por el mayor numero de dientes posteriores en contacto bilateral simultaneo, a lo que se denomina soporte oclusal posterior, y de la forma mas estable posible, con mínimo o ningún contacto de los dientes anteriores.

Las cúspides de soporte son las vestibulares de premolares y molares inferiores y las palatinas de premolares y molares superiores. La posición y características morfológicas de las cúspides, fosas, y rebordes marginales que son topes céntricos establecen la dimensión vertical de oclusión e influyen de manera determinante en su estabilidad. La anatomía oclusal del sector posterior de las prótesis están dirigidas a la obtención de una posición única estable y cómoda para el paciente, en armonía con la guía anterior y con eficacia masticatoria.

5.2.6 DIMENSIÓN VERTICAL.

La dimensión vertical de oclusión es la longitud del 1/3 inferior de la cara cuando los dientes están en contacto en máxima intercuspidad; por tanto, su dimensión estará determinada, entre otros, por la morfología de los dientes y el punto en que contactan con los antagonistas. La dimensión vertical de reposo es aquella en la que los músculos encargados de la oclusión se encuentran en relación optima de reposo y delimita un espacio entre los dientes conocido como espacio libre; la dimensión vertical de oclusión nunca debe interferir con la de reposo. ⁸

6. OCLUSIÓN EN IMPLANTOLOGÍA.

Una vez conseguida la oseointegración, el futuro de los tratamientos con prótesis sobre implantes va a depender del mantenimiento de los tejidos periimplantarios sanos y de las cargas transmitidas por las fijaciones a través de las prótesis. Dicha carga puede tener su origen en la función (y parafunción) oclusal, y en la ausencia de ajuste pasivo en la estructura implantosoportada. El establecimiento de un patrón oclusal adecuado para cada tratamiento, va a afectar no solo a la transmisión de las fuerzas oclusales, sino que también influirá de forma decisiva en la estabilidad de las prótesis, en el bienestar de los pacientes, en la ausencia de parafunciones y en el funcionamiento armónico de todo el sistema estomatognático.⁸

Aunque no hay evidencia clínica para dar un concepto de oclusión específico para implantes dentales, se está de acuerdo en que el establecimiento de una oclusión adecuada a cada caso clínico es determinante para que las restauraciones protésicas sobre implantes sean predecibles. En el diagnóstico y plan de tratamiento de las prótesis sobre implantes deben prevalecer, como en las restauraciones protodóncicas convencionales, unos principios básicos de oclusión. Como regla general, las consideraciones oclusales para implantes dentales no difieren de las preconocidas para dientes naturales.¹

Los dientes naturales tienen receptores en el ligamento periodontal que son la fuente principal de sensación propioceptiva para el control de la función masticatoria, y gracias a la información recogida se pueden establecer mecanismos de protección para los dientes y las estructuras de soporte. En los implantes OSEOINTEGRADOS no existe ligamento periodontal, y por lo tanto no hay mecanismos específicos de defensa y de adaptación frente a las fuerzas oclusales; no obstante, es posible la existencia de otras fuentes de información propioceptiva ajenas a los implantes, como son los dientes naturales remanente, el tejido óseo de soporte de los implantes o la mucosa en el caso de las sobredentaduras.

Las fuerzas generadas por la función oclusal van a transmitirse a los implantes a través de la prótesis, y por tanto no solo será importante la magnitud de la propia fuerza, sino también aquellos factores que las magnifiquen a nivel de las fijaciones, como pueden ser la relación entre número de dientes a reponer e implantes, la proporción entre las longitudes de las coronas y de los implantes, la existencia de extensiones en las prótesis, o la dirección no axial de aplicación de las fuerzas a los implantes.⁸

Según Chapman, los objetivos mínimos en oclusión para la prótesis con implantes son:

- Contacto bilateral simultáneo.
- Que no existan contactos prematuros en la posición de contacto con retrusión.
- Movimiento de lateralidad suave y equilibrado sin interferencias en balanceo.
- Igualdad en la distribución de las fuerzas oclusales.
- Ausencia de contactos oclusales deflexivos en máxima intercuspidación.
- Guía anterior siempre que sea posible.

Finalmente se han de tener en cuenta una serie de principios de oclusión sobre implantes que son aceptados por la mayoría de los autores:

- El implante es una anquilosis funcional, sin amortiguador periodontal y sin sensación propioceptiva.
- Las cargas sobre implantes deben ser lo más verticales posibles para que sean menos lesivas y mejor toleradas.
- Se deben emplear implantes lo más largos y anchos posibles, y en rehabilitaciones fijas sobre implantes, fijar el mayor número posible para una mejor distribución de las cargas.
- Conseguir un buen ajuste pasivo.¹

6.1 PATRONES OCLUSALES BÁSICOS.

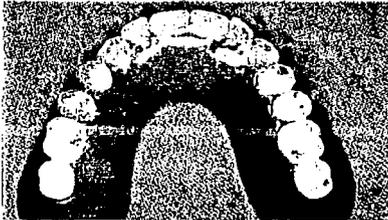
6.1.1 OCLUSIÓN BALANCEADA BILATERAL.

El concepto de oclusión balanceada bilateral fue introducido por Sears en 1925, y se caracteriza por la existencia de al menos tres puntos de contacto oclusal, uno anterior y dos posteriores bilaterales en todas las posiciones y fases funcionales; este patrón oclusal es utilizado para distribuir las fuerzas y dotar de estabilidad a las prótesis completas convencionales.

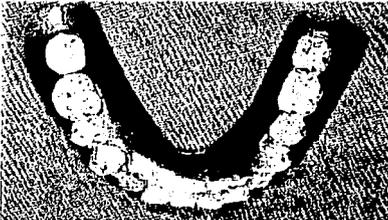
Las prótesis construidas en oclusión balanceada bilateral deben presentar el mayor número de contactos dentarios simultáneos anteriores y posteriores a ambos lados de la línea media, tanto en oclusión céntrica como en los movimientos mandibulares excéntricos, y tanto en el lado de trabajo como en el lado de balance. Para su realización clínica el punto de partida debe ser el registro del eje terminal del paciente, y la relación de los modelos de las arcadas en relación céntrica, para poder así hacer coincidir la máxima intercuspidad dentaria con la posición céntrica condilar.

La rehabilitación en oclusión bibalanceada bilateral estará indicada en los casos de:

- Prótesis completas mucosoportadas o sobredentaduras.
- Prótesis implantosoportadas fijas totales o parciales que tengan como antagonista una prótesis completa mucosoportada.



Registro de los contactos en oclusión balanceada bilateral.



TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

6.1.2 OCLUSIÓN MUTUAMENTE PROTEGIDA.

La oclusión mutuamente protegida es aquella en la que se producen la desoclusión de los sectores posteriores guiada por los dientes anteriores en los movimientos laterales y protrusión, mientras que en el cierre mandibular el soporte recae sobre los dientes del sector posterior con mínima o ninguna participación anterior. Esta filosofía oclusal tiene su origen en el planteamiento que en 1958 hizo D'Amico sobre la importancia de los caninos en la función oclusal, y es la base de la filosofía de la escuela Pankey-Mann-Schuller; la oclusión mutuamente protegida se considera el tipo de oclusión ideal para la dentición natural, y se basa en los siguientes puntos:

- ✓ Los dientes posteriores protegen a los anteriores en la máxima intercuspidad dentaria, pues en esta posición existe estabilidad posterior y no hay contacto incisivo.
- ✓ Los incisivos protegen a los caninos y dientes posteriores, que dejan de tener contacto durante el movimiento protrusiva.
- ✓ Los caninos protegen a los incisivos y dientes posteriores, que dejan de tener contacto en los movimientos de lateralidad; en el cierre, la guía canina posiciona la mandíbula en máxima intercuspidad y los dientes posteriores no contactan hasta la posición final.
- ✓ La dimensión vertical esta mantenida por los dientes posteriores.
- ✓ Las fuerzas oclusales se dirigen en el sentido del eje longitudinal de los dientes.
- ✓ No existen contactos dentarios en el lado de no trabajo durante los movimientos de lateralidad.



Contactos en el cierre en máxima intercuspidad. Disoclusión posterior en el movimiento de protrusión.

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

La oclusión mutuamente protegida esta indicada como patrón oclusal para las rehabilitaciones en que:

- ✓ Se conserve la guía anterior del paciente funcional o rehabilitada sobre dientes naturales.
- ✓ La rehabilitación sobre implantes involucre al sector posterior total o parcialmente, pero no al sector anterior.

6.1.3 OCLUSIÓN EN FUNCIÓN DE GRUPO

Este modelo oclusal se caracteriza por la participación simultanea de varios dientes durante la desoclusión en movimientos excéntricos:

- ✓ Varios dientes del lado de trabajo compartirán la función desoclusiva en los movimientos de lateralidad, dejando libre de contactos el sector posterior en el lado de no trabajo.
- ✓ El grupo incisivo separa el resto de los dientes en el movimiento protrusivo.

En la oclusión de función de grupo puede existir un espacio libre de 0.5-0.75 mm. entre la máxima intercuspidadación y la posición de relación céntrica sin cambios en la dimensión vertical de oclusión; a esta situación se le ha denominado céntrica larga.

Para Hobo, la oclusión en función de grupo no tiene los efectos perniciosos de la oclusión balanceada bilateral sobre dientes naturales o sobre prótesis fija y más fácil de construir que la oclusión mutuamente protegida.

Estará indicada en aquellos casos en que la rehabilitación con implantes involucre a la guía anterior total o parcialmente y especialmente al canino.^{8, 15, 16}



Movimiento de lateralidad izquierda, lado de trabajo. Movimiento de lateralidad derecho lado de balance.

6.2 APLICACIONES EN PRÓTESIS.

6.2.1 CORONA UNITARIA.

El implante unitario no debe actuar como elemento de disoclusión, siendo la función de grupo el diseño oclusal ideal durante los movimientos excéntricos hacia el lado de trabajo, evitando de este modo la tensión lateral sobre el implante. Tanto en la sustitución de un diente anterior como uno posterior se debe respetar la guía anterior y lateral que tenía el paciente originalmente.

En la sustitución de dientes anteriores se dará prioridad al aspecto estético, considerando la línea de la sonrisa y el perfil de emergencia de la corona protésica.

6.2.2 PUENTE SOBRE IMPLANTES.

Según Banadelli y cols., se debe realizar un modelo oclusal mutuamente protegido en desdentados totales con prótesis fijas implantosoportadas y en prótesis fijas clase I y II de Kennedy. En desdentados parciales clases III y IV de Kennedy esta indicado un modelo oclusal con función de grupo. Otros autores aconsejan en el paciente desdentado total la oclusión balanceada, y en el maxilar clase I o II de Kennedy la función de grupo o la oclusión balanceada, dependiendo de las características de la arcada antagonista.

Desde el punto de vista oclusal se debe procurar mantener contactos oclusales posteriores de forma bilateral y simultánea para producir una estabilización y un punto de referencia para los movimientos mandibulares laterales guiados por los dientes y el condilo mandibular. Si el implante interviene en la disoclusión es preferible que la guía se coloque dentro de la función de grupo (oclusión mutuamente protegida).

Las fuerzas oclusales sobre los ponticos implantosoportados deberán repartirse por igual, procurando una distribución equivalente de los contactos céntricos.

Cuando se chequen los contactos oclusales de las prótesis sobre implantes, se realiza en oclusión forzada (se debe utilizar para su comprobación papel de articular de 8 micras), de tal forma que los implantes reciban la carga cuando los dientes naturales sufran la intrusión fisiológica.

6.2.3 SOBREDENTADURAS. (PRÓTESIS IMPLANTORRETENIDA).

La dentadura implantomucosoportada o implantorretenida debe diseñarse para resistir el desplazamiento y las fuerzas laterales, así como ofrecer un adecuado soporte histico. Los aditamentos retentivos deben minimizar las fuerzas de torque adversos o los efectos de palanca sobre los propios implantes. Para ello, estos elementos retentivos de forma que permita una cierta libertad de movimientos alrededor de una línea de fulcro diseñada perpendicularmente al plano sagital.

Con el fin de conseguir una estabilización mecánica optima y disminuir las fuerzas de tracción que actúan sobre los implantes y los dispositivos de retención, los dientes posteriores deben colocarse de tal manera que las fuerzas oclusales asienten la dentadura previniendo los movimientos de oscilación horizontal. El modelo oclusivo es del tipo balancead bilateral. En estas condiciones, los aditamentos potencian únicamente la retención y no la estabilidad de la dentadura. Para conseguir mejorar la estabilidad es posible realizar microfresados en forma de hombros en la barra sobre los implantes.

6.2.4 PRÓTESIS COMPLETA FIJA REMOVIBLE (PRÓTESIS IMPLANTOSOPORTADA).

Este tipo de prótesis es solo retenido y fijado por los implantes osteintegrados, no existiendo contacto alguno entre la prótesis y el tejido de la cresta alveolar.

Al colocar el armazón sobre los pilares de anclaje no se debe apreciar ningún tipo de inestabilidad, y el ajuste de este debe ser pasivo, es decir, la supraestructura debe adecuadamente sin producir tensiones en ninguno de los pilares.

Posteriormente se realiza el montaje y prueba de dientes valorando el aspecto estético y estableciendo una oclusión balanceada bilateral para evitar las fuerzas deflexivas en los movimientos de lateralidad. Las rehabilitaciones totales fijas sobre implantes se realiza siempre en oclusión céntrica y en ningún caso debe existir prematuridades o interferencias. ¹⁷ 15/17

CONCLUSIONES.

Una vez colocados los implantes, el odontólogo debe tomar en cuenta el tiempo necesario para que el implante no sea rechazado por el organismo, así como evitar las cargas sobre él antes de que este se encuentre oseointegrado, lo cual nos llevaría a la pérdida del mismo.

Se deben conocer los diferentes materiales con los que se encuentran elaborados los implantes para así tener un patrón de el tiempo de oseointegración.

Conocer todos los factores que influyen en la biomecánica del implante para cuando se tengan que restaurar, localizar si es que hay hábitos perniciosos o parafunciones y tratar de limitarlas o eliminarlas antes de colocar la restauración..

Conocer los patrones oclusales para cada restauración para que no haya una fuerza excesiva al momento de colocar la restauración, lo que nos llevaría a la pérdida de los implantes.

Establecer una oclusión ideal es parte importante de cualquier procedimiento dental, en el caso de restauraciones soportadas por implantes, se requiere un mayor cuidado ya que se puede tener un deficiente patrón oclusal lo que nos lleva a la pérdida del implante.

La falta de una oclusión ideal en restauraciones sobre implantes puede producir movilidad o pérdida de la oseointegración del implante, daño a las restauraciones dentales e incluso la pérdida de los dientes naturales.

Por lo anterior, es necesario que el odontólogo utilice siempre un articulador semiajustable o totalmente ajustable que reproducen lo más exacto posible los movimientos anatómicos del paciente y su oclusión.

BIBLIOGRAFÍA.

1. Miguel Peña Rocha Diago. “ Implantología Oral “. Barcelona. 2001. pp. 3 – 12, 205 - 216
2. Norman Crain A / Kein Michael / Simons Alan. “ Atlas de Implantología Oral “. España. 1995. pp. 43 – 48
3. Fuentes Santoyo Rogelio / De Lara Galindo Salvador. “ Hábeas Anatomía Humana General “. México. 1997. pp. 295 – 297, 300 – 302
4. Okeson Jeffrey P. “ Oclusión y Afecciones Temporomandibulares “. España. 1999. pp. 7 – 23
5. Ganong William F. “ Fisiología Medica “. Mexico. 1998. pp. 429 – 432
6. Beumer III John / Lewis Steven G. “ Sistema de implantes Branemark Procedimientos clínicos y de laboratorio”. Barcelona. 1991. pp. 1,2
7. Palacci Patrick. “ Odontología Implantologica Estética, Manipulación del Tejido Bando y Duro “. España. 2001. pp. 16 – 29, 48 – 65
8. Herrero Climent Mariano / Herrero Climent Federico. “ Atlas de Procedimientos Clínicos en Implantología Oral “. España pp. 16 – 31, 274 – 290

-
9. Bianchi Andrea. “ Prótesis Implantosoportada – Bases Biológicas, Aplicaciones Clínicas”. Colombia. 2001. pp. 160, 161
 10. Albrektson / Zarb. The Branemark Osseointegrated Implant “. Alemania. 1989. pp. 21 – 35, 197 – 214.
 11. Renouard Franck / Rangert Bo. “ Factores de riesgo en Implantología oral “. España. 2000. pp. 39 – 50
 12. Scortecchi / Mish / Benner. “ Implants and Restorative Dentistry. United Kingdom. 2001. pp. 236 – 240
 13. Dos Santos José Jr. “ Gnatología Principios y Conceptos “. Caracas Venezuela. 1996. pp. 129 – 147
 14. Dawson Peter E. “ Evaluación Diagnostico y Tratamiento de los Problemas Oclusales. Barcelona. 1991 pp. 33, 282
 15. Pitel Mark L. “ Use the Poly and AART Oclusal Techniques in the Fabrication of a Fixed Detachable Implant Reconstruction “. Dentistry Today. July 2001. pp 98 – 105
 16. McCoy Gene. “ Occlusion and Implants “. Dentistry Today. May 1997 pp. 109 – 111

17. Wennerberg Ann, Carlsson Gunnar E., Jemt Torten. " Influence of Occlusal Factors on Treatment Outcome: A study of 109 Consecutive Patient with mandibular Implant – Supported Fixed Prosthesis Opposing Maxillary Complete Dentures ". The International Journal of Prosthodontics. Volume 14 Number 6. 2001. pp. 550 - 555