



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

IMPORTANCIA DE FACTORES BIOMECÁNICOS EN  
PACIENTES REHABILITADOS CON PRÓTESIS  
IMPLANTOSOPORTADA.

**T E S I N A**

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**C I R U J A N A   D E N T I S T A**

P R E S E N T A:

LIZET AMAIRANI CASTRO LUGO

TUTOR: Esp. ERNESTO URBINA VÁZQUEZ

MÉXICO, Cd. Mx.

2018



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.



---

*A mis padres Elizabeth y Jaime por apoyarme siempre incondicionalmente, por enseñarme y brindarme siempre lo mejor, por no dejarme nunca sola en este camino, por darme la oportunidad de estudiar y cumplir mi sueño de niña, gracias infinitas por que sin ustedes no lo hubiera logrado; gracias por todo lo que lograron junto conmigo, ya que cada logro también es de ustedes, por ser mis pacientes y confiar en mí siempre; por motivarme a luchar por mis sueños y alentarme.*

*A mi hermana Aime, por ser mi primer paciente, por siempre buscar la manera de ayudarme, por permitirme enseñarle y hacerme mejorar para ser un buen ejemplo para ella.*

*A mi familia por confiar en mí y siempre echarme porras para ser una profesionalista, mi tía Jacqueline, mi Tito que fueron mis pacientes y conocieron conmigo una parte nueva en cada tratamiento.*

*A Saúl, porque juntos aprendimos que no fue una carrera fácil y con todas sus contras logramos concluir, por brindarme siempre tu ayuda y tenerme la paciencia de poder seguir, por darme tu amistad y apoyo incondicional, por enseñarme que no hay imposibles y ser un buen equipo juntos.*

*A mis amigas que desde el inicio estuvieron conmigo brindándome su apoyo, a Soni gracias por todos los buenos y malos momentos que pasamos y logramos superar, por todas las experiencias que nos unieron, gracias por tu amistad.*

*A mi tutor Esp. Ernesto Urbina Vázquez, por todo el tiempo dedicado a este trabajo, por todo lo que aprendí desde que fue mi profesor, por todos los consejos y confianza, gracias por compartir su conocimiento.*

---



---

## ÍNDICE

<b>AGRADECIMIENTOS.....</b>	<b>2</b>
<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>5</b>
<b>OBJETIVO.....</b>	<b>6</b>
<b>CAPÍTULO I. ANTECEDENTES DE LOS IMPLANTES DENTALES.....</b>	<b>7</b>
<b>CAPÍTULO II. INTEGRACIÓN HUESO-IMPLANTE.....</b>	<b>11</b>
2.1 Tipo de hueso.....	11
2.2 Tipo de implante.....	13
2.2.1 Titanio en implantología.....	14
2.3 Interfase hueso-implante.....	16
2.3.1 Osteointegración.....	16
2.3.2 Fibrointegración.....	17
2.3.3 Biointegración.....	17
2.4 Estabilidad primaria.....	17
2.5 Estabilidad secundaria.....	18
2.6 Pruebas de estabilidad.....	18
2.6.1 Prueba de percusión.....	18
2.6.2 Presencia de dolor.....	19
2.6.3 Prueba de torque inverso.....	19
2.6.4 Método radiológico.....	19
2.6.5 Carga provisional.....	20
2.6.6 Periotest.....	20
2.6.7 Análisis de la frecuencia de resonancia.....	21
2.6.8 Análisis de frecuencia de resonancia magnética....	21

---



---

<b>CAPÍTULO III. BIOMECÁNICA DEL IMPLANTE.....</b>	<b>23</b>
3.1 Sobrecarga.....	23
3.2 Tipos de fuerzas.....	25
3.2.1 Fuerza dinámica y estática.....	25
3.2.2 Fuerza axial.....	25
3.2.2.1 Fuerza tensional y compresiva.....	26
3.2.3 Fuerza de cizallamiento.....	26
3.3 Momento de flexión.....	27
3.4 Estrés.....	29
3.5 Deformación.....	29
3.6 Torque o carga tensional.....	31
3.7 Oclusión.....	34
3.8 Impacto.....	37
3.9 Cargas oclusales.....	37
3.9.1 Factores de carga geométricos.....	39
3.9.1.1 Número de implantes.....	39
3.9.1.2 Alineación en el arco.....	40
3.9.1.3 Extensión de la prótesis.....	41
3.9.1.4 Altura de la restauración.....	41
3.10.2 Factores de carga oclusales.....	42
3.10.2.1 Bruxismo.....	42
3.11.3 Factores de riesgo tecnológico.....	43
3.11.3.1 Falta de ajuste de la prótesis.....	43
3.11.3.2 Prótesis atornillada.....	43
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>44</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>45</b>

---



---

## INTRODUCCIÓN

La implantología oral representa un gran avance en la odontología, ya que ofrece resultados estéticos y funcionales para los pacientes si se colocan en óptimas condiciones.

Para su colocación se debe de realizar un buen diagnóstico para poder dar un buen pronóstico al paciente.

Una prótesis implantosoportada consta de la colocación previa de uno o más implantes en el hueso que soportarán posteriormente una o varias coronas unidas a éstos por un tornillo protésico, aunque también pueden ser cementadas.

La biomecánica son las fuerzas aplicadas sobre los tejidos vivos y toma un papel muy importante en la rehabilitación, debido a que fuerzas mal direccionadas pueden llevar al fracaso no solo la rehabilitación prótesica, sino también al implante, así como dañar las estructuras periimplantarias.

Las fuerzas mal direccionadas como las laterales u horizontales son destructivas, por lo cual es primordial tener una buena comprensión de las propiedades biomecánicas y las limitaciones de los implantes dentales para que durante el tratamiento se mantengan las fuerzas oclusales balanceadas.



---

## OBJETIVO

Reconocer la importancia de los factores biomecánicos que pueden llevar al éxito o fracaso una rehabilitación implantosoportada, con el fin de reducir el índice de fracasos ocasionados por dichos factores.

## CAPÍTULO I. ANTECEDENTES DE LOS IMPLANTES DENTALES

La historia de la implantología inicia en el periodo paleolítico y neolítico, hace unos 9000 años, en éste periodo se encontró la primera implantación necrópsica en Argelia; en el cráneo de una mujer con una falange del dedo introducida dentro del alveólo del segundo premolar superior.

En el año de 1931 el arqueólogo Popenoe encontró una mandíbula en una playa de Honduras, que data del año 400 d.C. tenía incrustadas conchas en los alveolos de los incisivos; luego de una valoración radiográfica se encontró que había formación de hueso compacto alrededor de los implantes, lo que hizo suponer que dichas implantaciones se realizaron en vida.<sup>1</sup> (figura 1)



Figura 1. Mandíbula con conchas incrustadas en zona de incisivos.<sup>2</sup>

Durante la época de la Edad Media los militares de rango y los nobles, ordenaban a los cirujanos barberos que les realizaran trasplantes dentales, utilizando como donantes a los plebeyos, sirvientes y soldados. Luego de un tiempo se perdieron estas prácticas debido a la gran prevalencia de fracasos.

En éste periodo se destaca al cirujano Ambrosio Paré, quien en 1572 publica en París, Francia *Cinq Livres de Chirurgie*, habla de la cirugía bucal y Odontología en general. También proponía que los dientes podían ser reimplantados en su alveolo si por equivocación se habían extraído.<sup>1</sup>



Gracias a la invención de la imprenta en el siglo XV, los conocimientos y la práctica de la estomatología fueron divulgadas.

En 1728, Pierre Fauchard publica *La Chirurgie Dentiste ou traité des dents*, con el cual aporta técnicas e instrumental para la cirugía bucal.<sup>1</sup> (figura 2)

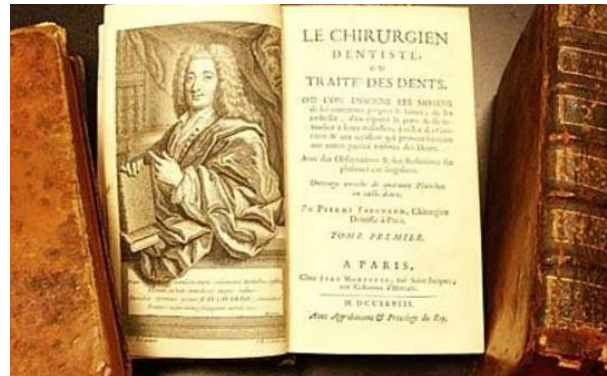


Figura 2. Libro de Pierre Fauchard, publicado en 1728.<sup>2</sup>

A principios del siglo XIX se colocó uno de los primeros implantes hecho a base de oro, y principios del siglo XX se crearon raíces artificiales para introducirlas inmediato a una extracción, elaboradas de iridio, plomo, cerámica.<sup>1</sup>

En 1789, Nicolas Dubois de Chémant, presentó sus prótesis de porcelana, las cuales patentó gracias a Luis XVI; fué en 1799 que publicó su libro *Disertación sobre dientes artificiales*. Gracias a su trabajo es considerado el precursor de la odontología protésica (figura 3).<sup>2</sup>

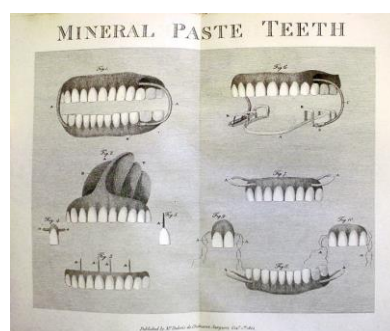


Figura 3. Dientes de porcelana fabricados por el Cirujano Dentista Nicolas Dubois.

En 1887, Harris implantó en un alvéolo artificial, una raíz revestida de plomo; en ese tiempo los cirujanos colocaban alambres, clavos y placas, cuando el paciente presentaba una fractura, por lo tanto muchos dentistas los imitaban.<sup>1</sup> (figura 4)



Figura 4. Dientes ferulizados con alambres.<sup>2</sup>

En 1910 Greenfield introdujo en un alveolo una placa de iridio y oro de 24 quilates; se podría considerar que él sentó las bases de la implantología moderna y normas de esterilidad y limpieza. El mayor problema es que aún no se encontraba el metal idóneo para la fabricación del implante.<sup>1</sup>

El uso de implantes comenzó en 1952 con Branemark, quien realizó múltiples estudios experimentales y clínicos. Branemark descubrió que el titanio tiene integración con el hueso, aplicando a esto el término de osteointegración, que luego lo definieron como: “la conexión directa estructural así como funcional entre el hueso vivo y la superficie del implante cargado”.<sup>3</sup>

Branemark en 1960 de acuerdo con sus estudios demostró que los implantes fabricados a base de titanio puro podían colocarse en pacientes desdentados y exitosamente lograban la sustitución de los dientes. Luego de muchos años de investigación clínica se lograron buenos resultados a largo plazo.<sup>1,3</sup>

En el año de 1982 en Toronto, Branemark se presentó en una conferencia y toda su investigación y hallazgos clínicos los consideraron uno de los mayores avances en la odontología.<sup>1</sup>

Desde mediados de 1980 la investigación clínica y de laboratorio en implantología dental produjo el desarrollo de nuestros sistemas de implante con diferentes técnicas para la colocación quirúrgica así como la reconstrucción protésica subsecuente.<sup>3</sup>

Para obtener un implante dental osteointegrado con un alto grado de predictibilidad debe:

1. Ser estéril
2. Estar hecho de un material altamente biocompatible como el titanio.
3. Insertarse con una técnica quirúrgica atraumática que evite el sobrecalentamiento del hueso localizado en el sitio receptor.
4. Colocarse con estabilidad inicial.
5. No soportar carga funcional durante el periodo de cicatrización de 4 a 6 meses (figura 5).<sup>3</sup>

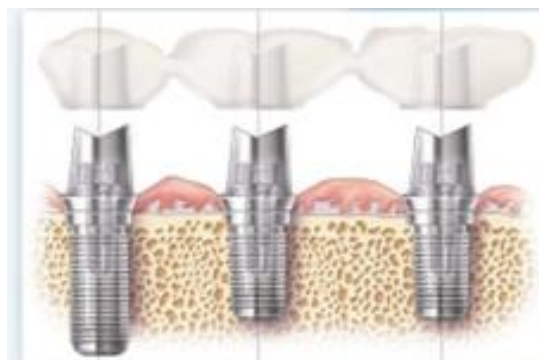


Figura 5. Implantes dentales.

## CAPÍTULO II. INTEGRACIÓN HUESO-IMPLANTE

Meffert en el año de 1987 diferencia los materiales del implante según su enlace al hueso; le llama *osteointegración de adaptación* cuando el tejido óseo es continuo con el implante y *biointegración* cuando hay una unión directa bioquímica entre el hueso y la superficie del implante; el espacio entre éstos aparece lleno de proteoglucanos, demostrable con microscopía electrónica, es por esto que se dice que hay un efecto bioquímico.<sup>4,5</sup>

El mejor material a utilizar debería poseer la cualidad de ser bioinerte y que ofrezca propiedades tanto de resistencia mecánica como biológicas, el titanio con un grado de pureza del 99.75% es un material con dichas características, por lo que actualmente es el más utilizado por la industria de los implantes.<sup>4,6</sup>

### 2.1 Tipo de hueso

Un factor importante a considerar en la rehabilitación con implantes es la cantidad y calidad de hueso, ya que define la estructura externa y el volumen de la zona edéntula.<sup>7,8</sup>

Varios autores han propuesto clasificaciones para el tipo de hueso que puede tener una persona en maxilar y mandíbula, la primera clasificación se refiere a la reabsorción de hueso y fue propuesta por Zarb y Lekholm; ellos dividen en 5 etapas la reabsorción sin hacer referencia a las variables de forma y a la rehabilitación implantológica (figura 6).<sup>8</sup>

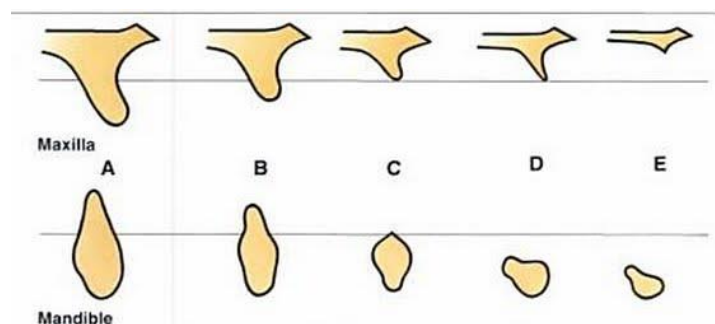


Figura 6. Clasificación de Zarb y Lekholm, sobre la cantidad ósea.

Mish y Judy, clasificaron en 4 grupos al hueso disponible (A, B, C, D) cada uno es analizado según su altura y espesor:

- ❖ Clase A: hueso abundante
- ❖ Clase B: hueso apenas suficiente
- ❖ Clase C: hueso reducido
- ❖ Clase D: hueso insuficiente

La calidad ósea es cuantitativa por la relación entre hueso cortical y medular; la cortical es la parte densa y mineralizada del hueso mientras que la medular será el tejido trabeculado escasamente mineralizado.<sup>8</sup>

En 1985 Zarb y Lekholm dieron una nueva clasificación de la calidad ósea con la cual propusieron 4 categorías (figura 7):<sup>7,8</sup>

- ❖ Hueso tipo 1: hueso compacto y homogéneo casi exclusivamente cortical.
- ❖ Hueso tipo 2: hueso cortical compacto con porción trabecular densa.
- ❖ Hueso tipo 3: hueso cortical delgado con proporción trabecular más amplia y densa.
- ❖ Hueso tipo 4: hueso cortical muy delgado con proporción trabecular de baja densidad.

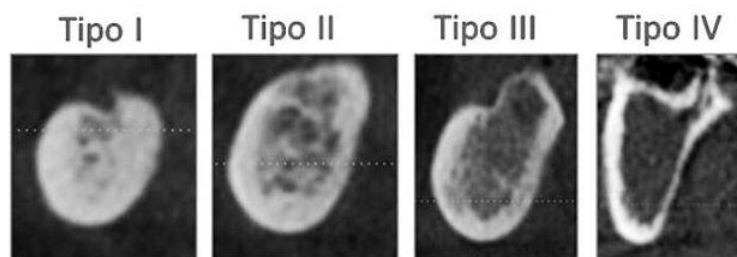


Figura 7. Clasificación de la calidad ósea de Zarb y Lekholm.

## 2.2 Tipo de implante

Se han propuesto todo tipo de diseños y materiales para la fabricación de los implantes; aleaciones de cromo cobalto, titanio, acero inoxidable y óxido de aluminio.<sup>4,9</sup>

El diseño del implante se considera importante ya que debe de cumplir con ciertas características en cuanto a biocompatibilidad, estabilidad y rigidez para favorecer su integración con el hueso y permitir situaciones de carga funcional (figura 8).<sup>5,9</sup>



Figura 8. Diferentes diseños en implantes roscados.

La forma más utilizada es la de tornillo cilíndrico o de raíz, del cual se diferencian tres partes: el cuerpo, el cabezal y la porción transmucosa o cuello.<sup>5</sup>

El cuerpo es la parte fundamental del implante, en éste se da la osteointegración y puede ser de tres tipos: liso, roscado o anatómico.<sup>6</sup>

- ❖ Implante liso: su superficie es homogénea, por lo tanto su inserción quirúrgica es mediante una presión axial o percusión, resulta más fácil la colocación pero para obtener estabilidad primaria es un poco difícil cuando se produce una sobreinstrumentación.



- ❖ Implante roscado: presenta espiras como un tornillo y su colocación se realiza modelando el lecho por medio de instrumentos especiales, que permitirán el posterior enroscado del implante; se necesitan más pasos pero tiene mejor fijación primaria.
- ❖ Implante anatómico: es la combinación de los dos anteriores, presenta espiras en la primera parte y se adelgaza hacia ápice.

El cabezal permite el ajuste de los aditamentos protésicos, a éste se le da forma de hexágono externo para evitar los movimientos rotatorios a la altura de la cresta ósea.

La porción transmucosa o cuello sirve de conexión entre la parte osteointegrada y las supraestructuras protésicas, existen de diferentes diámetros y alturas de superficie externa pulida.<sup>5</sup>

### 2.2.1 Titanio en implantología

Comercialmente puro es el más utilizado para la confección de implantes dentales, prótesis y accesorios de los sistemas implantológicos.<sup>10</sup>

El titanio constituye el cuarto elemento más abundante en la Tierra, después del aluminio, hierro y magnesio; su peso molecular es de 47.9 kDa y su número atómico es de 22.

Se caracteriza por que al contacto con el aire es oxidado superficialmente limitando la biocorrosión, también posee propiedades físico-mecánicas como:

- ❖ Fuerza tensional equivalente a la del acero inoxidable.
- ❖ Susceptibilidad a la corrosión baja.
- ❖ Mayor biocompatibilidad.
- ❖ Dureza que permite soportar cargas elevadas.
- ❖ Módulo elástico cercano al del hueso.<sup>5</sup>



El tratamiento térmico del titanio está enfocado a incrementar su fuerza tensional. El contacto entre hueso e implante aumenta durante la fase de cicatrización, es decir mientras no recibe carga.<sup>11</sup>

Actualmente se considera la clasificación de los biomateriales de Furlog y Osborn que realizaron en 1991, la cual divide en 3 los materiales según su interacción con el hueso:<sup>4</sup>

- ❖ Biotolerado. Cuando entre hueso e implante interviene tejido fibroso (figura 9).
- ❖ Bioinerte. Cuando entre hueso e implante existe contacto directo (figura 10).
- ❖ Bioactivo. Cuando entre hueso e implante se encuentra presente una conexión mediada por enlaces químico-físicos.



Figura 9. Biotolerado; entre el hueso y el implante hay una capa de tejido fibroso.

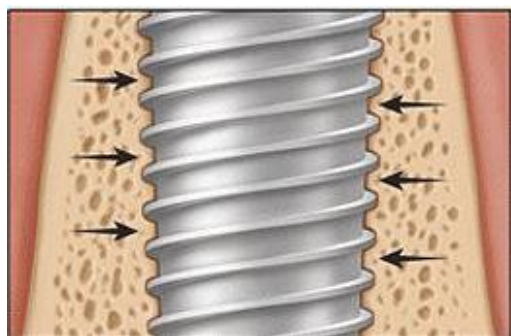


Figura 10. Bioinerte; no hay espacio entre hueso e implante.



## 2.3 Interfase hueso-implante

Es importante conocer la forma de integración del implante al hueso, ya que su correcta fijación favorecerá a la futura rehabilitación.

### 2.3.1 Osteointegración

Se le llama así a la aceptación y adaptación funcional de un implante insertado en el hueso. Previo a éste proceso sucede la *osteoinducción* y la *osteoconducción*, si éstos son correctos la osteointegración tendrá éxito.<sup>9,10</sup>

La osteoinducción es el proceso en el cual las células madre se diferencian en células osteogénicas las cuales formarán tejido óseo; ésta deposición de nuevo hueso se conoce como *osteogénesis de contacto* que es cuando la formación de tejido óseo se produce desde la superficie del implante y la *osteogénesis a distancia* es cuando la formación del hueso inicia en la superficie del hueso circundante.

La osteoconducción es cuando las células proliferan y colonizan la superficie del implante.<sup>9</sup>

La osteointegración se consigue por medio de un material bioinerte, aunque no dependerá sólo de la biocompatibilidad con el material sino también del diseño del implante y su ajuste correcto al sitio receptor, a la calidad del tejido óseo, así como a la presencia de procesos inflamatorios que lo afecten (figura 11).<sup>9-11</sup>

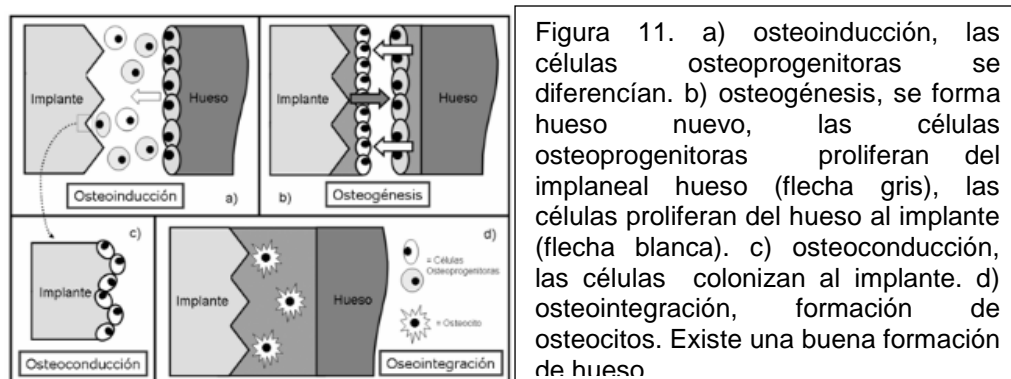


Figura 11. a) osteoinducción, las células osteoprogenitoras se diferencian. b) osteogénesis, se forma hueso nuevo, las células osteoprogenitoras proliferan del implante al hueso (flecha gris), las células proliferan del hueso al implante (flecha blanca). c) osteoconducción, las células colonizan al implante. d) osteointegración, formación de osteocitos. Existe una buena formación de hueso



### 2.3.2 Fibrointegración

Al proceso de encapsulación del implante por tejido conectivo, con osteogénesis a cierta distancia, se le conoce como fibrointegración; formando un ligamento periimplantario similar al ligamento periodontal en los dientes. Sucede con materiales biotolerados como el acero inoxidable, aleaciones de cobalto-cromo. Clínicamente el implante puede tener éxito.<sup>11,13</sup>

### 2.3.3 Biointegración

Se le conoce como biointegración a la interfase obtenida por medio de una unión químico-física entre el implante y el hueso, se puede observar a través de microscopio óptico y electrónico, la unión se da entre el hueso y la capa de óxido de titanio la cual se produce en contacto con el aire o con un líquido corporal, ésta capa evita una mayor oxidación a temperatura ambiente, propiedad conocida como *pasividad*. Se produce una anquilosis similar a un diente natural. Se da por medio de materiales bioactivos como son las cerámicas, hidroxiapatita y fosfato tricálcico.

Una de las características para saber si un implante está osteointegrado es tener ausencia de movilidad de éste, ya que conseguir su estabilidad es un factor importante para tener éxito a largo plazo. La estabilidad se define como el contacto íntimo entre el implante y el hueso; que a su vez se clasifica de dos maneras.<sup>11</sup>



## 2.4 Estabilidad primaria

Es la estabilidad que presenta el implante durante su colocación, será determinada por las propiedades del hueso, la geometría del implante, pero afectada por la técnica quirúrgica así como la subinstrumentación o sobreinstrumentación.<sup>14,15</sup>

## 2.5 Estabilidad secundaria

Una vez pasado el tiempo de cicatrización que es aproximadamente entre 4 y 6 meses habrá una estabilidad secundaria, ésta será dada por la respuesta biológica al trauma quirúrgico, el material del implante y las condiciones de cicatrización.

La estabilidad del implante depende de los factores de carga y anclaje, sin excluir que infecciones peri-implantares también pueden llevar a la pérdida de ésta.<sup>14,16</sup>

## 2.6 Pruebas de estabilidad

El fin de la evaluación es evitar futuras complicaciones en la restauración definitiva; durante el tratamiento es bueno controlar que la osteointegración sea favorable, existen diversos métodos para hacerlo; es importante mencionar que no toda la superficie del implante está en contacto con el hueso, varía según la calidad ósea, la estabilidad primaria, la técnica quirúrgica, el torque de inserción.<sup>17</sup>

### 2.6.1 Prueba de la percusión

Con la ayuda del mango de un espejo se realiza un pequeño golpe de percusión en la cabeza del implante o del tornillo de cicatrización,



obteniendo un ruido el cual debería ser neto, no hueco; este tipo de prueba es muy subjetiva ya que el ruido podría ser interpretado de diferente manera dependiendo quien haga la prueba.<sup>17</sup>

### 2.6.2 Presencia de dolor

Cuando un implante no está osteointegrado causa dolor; ésta prueba también es muy variable, ya que el dolor puede ser producido por la manipulación de tejidos periimplantares al momento de la cirugía; pero un implante doloroso y con presencia de movilidad representa pérdida de éste.<sup>17</sup>

### 2.6.3 Prueba de torque inverso

Se realiza aplicando una fuerza inversa al atornillado, se hará cuando se descubren los implantes y se retira el tornillo tapa, no debe de rotar pero si llegara a suceder quiere decir que no está osteointegrado o que el contacto óseo del implante era muy bajo, al aplicar fuerzas superiores a 30-40 N se puede ocasionar el movimiento del implante y provocar el fracaso del mismo por lo que se prefiere la evaluación de la presencia de movilidad lateral.

### 2.6.4 Método radiológico

Las radiografías son un buen método de evaluación, sin embargo no se observa del todo la interacción del hueso con el implante, cuando se distingue un borde radiolúcido alrededor del implante en fase de cicatrización se podría suponer de un mal resultado de la integración, a pesar de todo ello es importante tomar radiografías para poder monitorear la evolución en cada fase del tratamiento del paciente (figura 12).<sup>17</sup>

Las radiografías pueden ser periapicales, oclusales, ortopantomografía e incluso lateral de cráneo utilizadas como métodos tradicionales, ya que también se puede recurrir a una tomografía computarizada. Es importante destacar la aparición del radiovisógrafo, éste permite ver la imagen recién tomada por medio de una computadora y así ampliar la imagen, modificar el contraste o nitidez, realizar mediciones lineales, además de reducir la radiación en un 80% comparado con el procedimiento tradicional de la radiografía intraoral.<sup>5,17</sup>

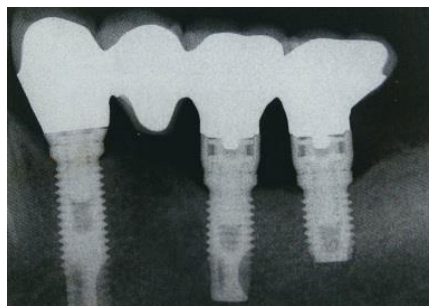


Figura 12. Por medio de una rx se puede observar la evolución de la interfase hueso-implante.

### 2.6.5 Carga provisional

Al ejercer carga por medio de provisionales se logra detectar síntomas como dolor y movilidad del implante, indicando prematuramente que no está osteointegrado, resaltando como factor importante que la biomecánica debe ser la adecuada, para que no influyan otros factores como la carga o el contacto prematuro.<sup>17</sup>

### 2.6.6 Periotest

Método que cuantifica la movilidad del implante midiendo la reacción de los tejidos periimplantares a un impacto definido. Inicialmente fue diseñado para realizar mediciones de las características de amortiguación

del ligamento periodontal, evaluando así la movilidad de los dientes naturales. El Periotest utiliza una barra metálica electromagnética en una pieza de mano, controlada electrónicamente. El rango de valores varía de -8 (baja movilidad) hasta +50 (alta movilidad). Tiene como desventaja baja sensibilidad, cuidado de manipulación y habilidad del operador.<sup>15</sup>

### 2.6.7 Análisis de la frecuencia de resonancia

Por medio de un transductor se aplica una fuerza de flexión al implante que será mínima, pero simula ser una fuerza normal tal como sucede durante la carga masticatoria. El resultado dará información clínica sobre el estado del implante y la interfaz hueso-implante. Mide la frecuencia de resonancia en un rango de 3,500 a 8,500 Hz, estos valores han sido trasladados a un índice más manejable que mide de 0 a 100 el Coeficiente de estabilidad del implante que por sus siglas en inglés se abrevia ISQ (Implant Stability Quotient). Valores inferiores a 40 implican situaciones de alto riesgo para el implante mientras que valores superiores a 55 son considerados favorables; valores entre 60 y 80 con estabilidad antirrotacional serían adecuados para implantes de carga inmediata.

Este método es más meticuloso y preciso, da resultados tanto en sentido vestibulolingual como mesiodistal (figura 13).<sup>15,18</sup>

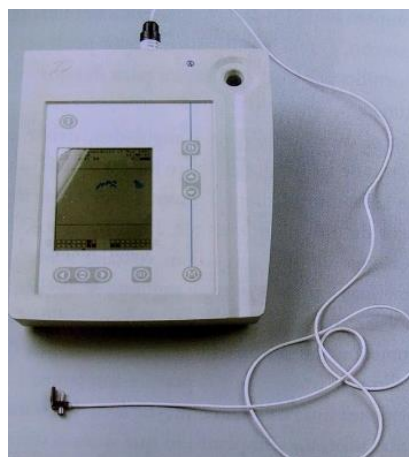


Figura 13. Osstell, medidor de frecuencia de resonancia.

## 2.6.8 Análisis de frecuencia de resonancia magnética

Se mide por medio de un aparato llamado Mentor de Osstell.

El transductor tiene un peg magnético en la parte superior y se fija al implante o pilar. En la activación del aparato el peg se activa también, que vibra y cuantifica por el analizador de frecuencia de resonancia magnética.<sup>14</sup>

Éste método es caro y es una técnica sensible que requiere un transductor respectivo y un peg magnético. Se debe mantener una distancia de 1-3 mm, ángulo de 90° y 3 mm por encima de los tejidos blandos (figura 14).<sup>15,18</sup>



Figura 14. Mentor de Osstell, mide la estabilidad del implante por medio de resonancia magnética.



---

## CAPÍTULO III. BIOMECÁNICA DEL IMPLANTE

La Real Academia de la Lengua Española define la biomecánica como el “Estudio de la aplicación de las leyes de la mecánica a la estructura y el movimiento de los seres vivos”.<sup>19</sup>

Conocer la Biomecánica del implante se considera de carácter esencial para que las restauraciones sean exitosas. Si la carga aplicada sobre los implantes que sostienen la restauración excede, se produce una sobrecarga que a su vez genera una de las reacciones de reabsorción en el hueso que lo rodea, terminando en la pérdida del implante.<sup>3</sup>

Desde hace tiempo se ha tomado a la biomecánica para describir motivos de complicaciones tales como el simple aflojamiento del tornillo hasta la falta de integración del implante con el hueso, por ello es importante considerar desde la calidad y cantidad de hueso, hasta los componentes mecánicos del implante.<sup>14</sup>

### 3.1 Sobrecarga

Se puede definir en implantología como la presencia de fuerzas funcionales y parafuncionales que ejercen carga excesiva sobre la restauración sostenida por implantes llevándolo al fracaso y provocando pérdida del soporte óseo. El fracaso del implante es muy posible durante una fase temprana ya que el hueso es más sensible en la fase de cicatrización, es así que el control de la carga en la fase inicial es el factor más importante, para permitir que el implante establezca un equilibrio biológico con el hueso.<sup>14</sup>



Aunque resulta difícil medir la sobrecarga, es posible que se incremente en ciertas situaciones clínicas como:

- ❖ Cuando la calidad de hueso en el que está el implante no es la adecuada.
- ❖ Cuando la posición del implante o el número de implantes no es la adecuada para transmitir a toda la superficie la carga.
- ❖ Cuando el paciente tiene una parafunción oclusal intensa.
- ❖ Cuando la rehabilitación protésica no se adapta con precisión al implante.<sup>3</sup> (figura 15)

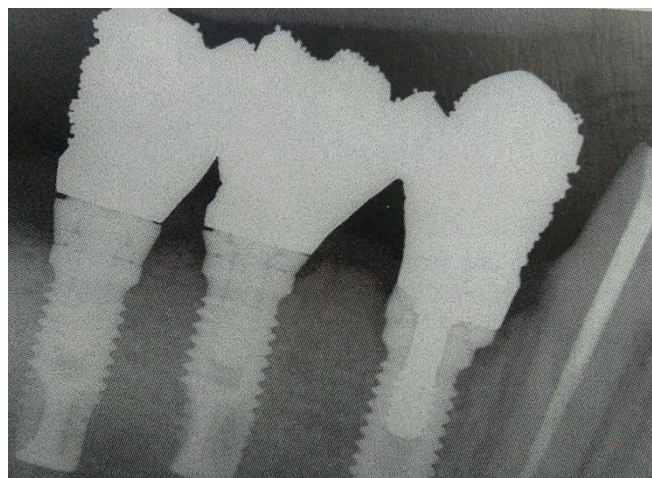


Figura 15. Se ejemplifica como la prótesis no está ajustando al implante a la altura de premolares generando un riesgo alto.<sup>20</sup>

Aunque existan factores de riesgo es importante saber que el tratamiento de cada paciente se puede modificar siempre y cuando sea benéfico para

él, aunque éstos factores no representa una contraindicación, ya que se puede reconsiderar el diseño o el esquema oclusal de la rehabilitación.

### 3.2 Tipos de fuerzas

A las fuerzas ejercidas sobre los implantes se denominan como *cantidades vectoriales*, es decir, tienen una magnitud y una dirección.<sup>21</sup>

#### 3.2.1 Fuerza dinámica y estática

Las fuerzas dinámicas son aquellas que se generan durante la masticación, las fuerzas estáticas se identifican por medio de la dirección, intensidad y modalidad de aplicación.<sup>22</sup>

#### 3.2.2 Fuerza axial

Según la dirección pueden ser axiales o transversales y laterales; las axiales serán generadas cuando se ejerce la fuerza en sentido del eje mayor del implante, siendo las fuerzas que soporta de forma favorable la interfase hueso-implante (figura 16).<sup>22</sup>

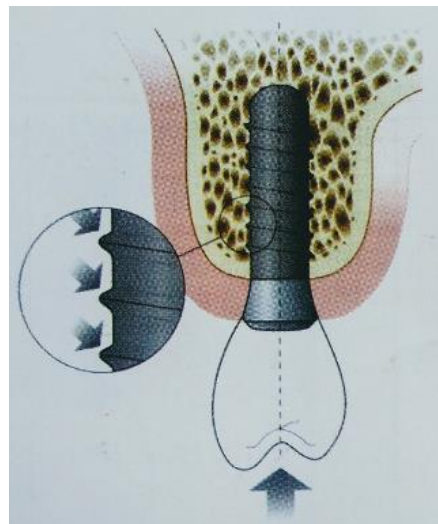


Figura 16. La flecha indica la dirección de la fuerza en sentido del eje mayor del implante.

### 3.2.2.1 Fuerza tensional y compresiva

Las fuerzas axiales se pueden dividir en fuerzas tensionales, las cuales tienden a separar los componentes protésicos; y las fuerzas compresivas que ayudan a la adaptación de los componentes entre sí (figura 17).<sup>11,22</sup>

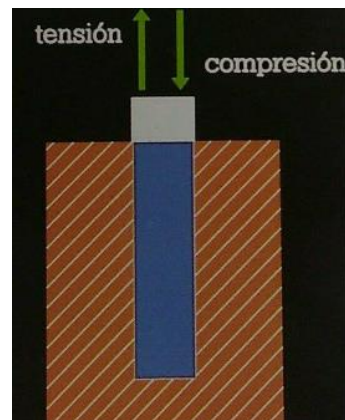


Figura 17. Dirección de las fuerzas de tensión y compresión en el implante.

### 3.2.3 Fuerza de cizallamiento

También existen las fuerzas de corte o cizallamiento que serán fuerzas en sentido perpendicular al eje mayor es decir horizontales, provocando el deslizamiento del implante (figura 18).<sup>22</sup>

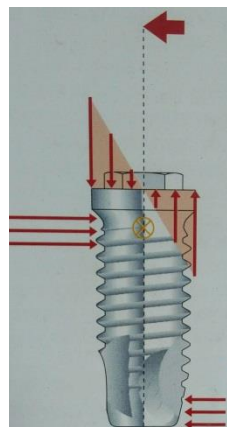


Figura 18. Las flechas indican la dirección horizontal de las fuerzas de cizallamiento.

En la rehabilitación protésica las fuerzas que deben ser favorecidas son las compresivas ya que la intensidad necesaria para que los componentes mecánicos cedan será menor siempre que las partes sean sometidas a tensión.<sup>22</sup>

### 3.3 Momento de flexión

La fuerza transversal es producida cuando la fuerza axial se desvía por causa del plano inclinado de una cúspide o cuando inicialmente tuvo esa dirección (figura 19); es importante mencionar que existe la posibilidad que la fuerza axial sea ejercida en un punto lejano al eje del implante, cuando esto sucede el implante es sometido a un *bending moment* (momento de inclinación) a éste momento de flexión (M) se define como “el producto de la fuerza (F) por la distancia perpendicular (d) que va desde la línea de acción de la fuerza al centro de rotación ( $M = F \times d$ )” (figura 20).<sup>22</sup>

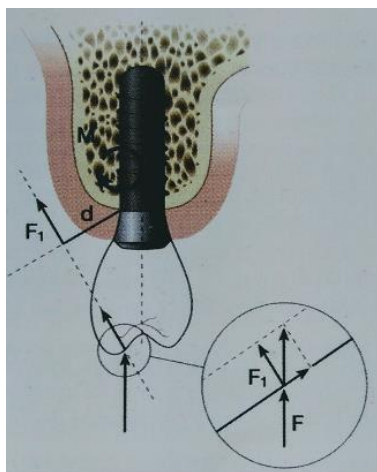


Figura 19. La dirección de la fuerza es ejercida sobre la vertiente inclinada de la cúspide.

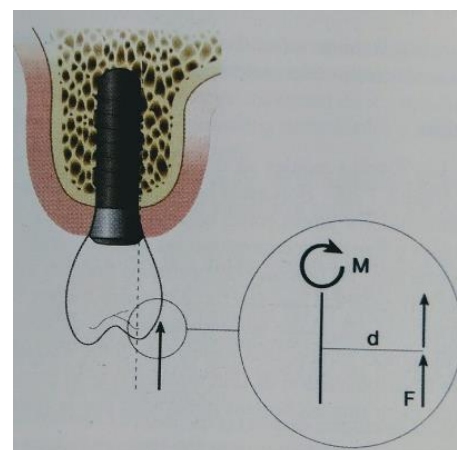


Figura 20. F=fuerza, d=distancia al centro del implante, M=momento de inclinación.

A nivel de los componentes implantosoportados las fuerzas transversales no son benéficas ya que tienden a separarlos, a nivel de hueso las fuerzas se concentran en la zona coronal y apical, llegando a tener un remodelado óseo debido al estrés el cual depende de la calidad del hueso y rigidez del implante.

Las cargas estáticas son más dañinas que las dinámicas para la supervivencia de las rehabilitaciones implantosoportadas, debido a que se crea estrés por la falta de ajuste pasivo entre prótesis y pilar aún cuando el paciente no mastica, la intensidad debe ser mayor al límite de tolerancia para que se fracture la prótesis, pero no será el único factor determinante, también la fatiga por repetición de ciclos (figura 21).<sup>22</sup>

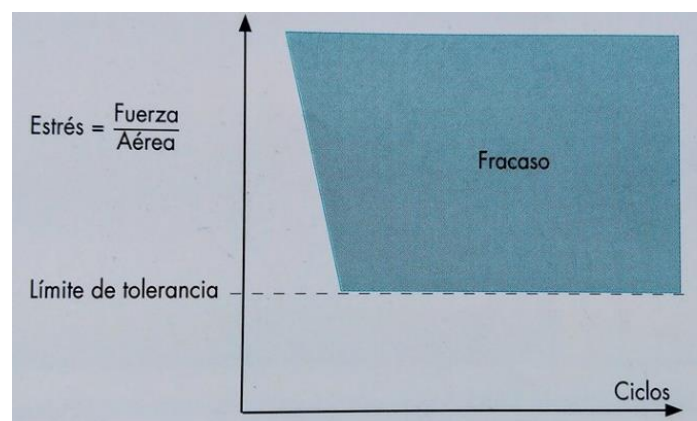


Figura 21. El paralelogramo muestra la posibilidad de fracaso, en la relación ciclo y límite de tolerancia.

La tensión que hace que los implantes y su rehabilitación fracasen se debe a las diversas fuerzas ejercidas sobre ellos, ya que se pierde hueso crestral y periimplantario, en cualquiera de los casos de pérdida ósea no es la fuerza oclusal en sí, sino la microdeformación provocada por ella.<sup>23</sup>



### 3.4 Estrés

El estrés mecánico será “la amplitud física que describe la acción de las fuerzas sobre la superficie implantar” y será medido por medio de una fórmula dependiente de la intensidad de la fuerza y el área en donde se realiza la fuerza.<sup>21</sup>

$$\sigma = F / A$$

$\sigma$ = estrés mecánico (Pascal), F= fuerza (Newton), A= área (metros cuadrados).

Para reducir el estrés se debe modificar estas dos variables, la amplitud seccional puede ser incrementada si se aumenta el número de implantes y la selección de una geometría de implante diseñada especial para maximizar el área de la sección funcional y así disipar la fuerza.

La fuerza puede disminuirse actuando sobre los llamados *amplificadores de fuerza*, los cuales son la longitud de la corona, cargas transversales y fuerzas axiales excéntricas.<sup>21,22</sup>

### 3.5 Deformación

Asociado al estrés está la deformación, que definiremos como “la elongación por unidad de longitud” es decir cuando una fuerza actúa el objeto se elonga, se deforma en cierta cantidad; al resultado de la longitud inicial y la elongación se le llama deformación relativa.<sup>11,23</sup>

La ley de Hooke dice que si un material se estira o se comprime más allá de cierta cantidad, permanecerá deformado y no regresará a su estado original; ésta Ley relaciona estrés ( $\sigma$ ) y deformación ( $\epsilon$ ), junto con el módulo de elasticidad (E), dando como resultado la representación

gráfica de una curva, donde la pendiente será el módulo de elasticidad del material, permitiendo predecir el grado de deformación que tendrá ante la acción de una carga. Su fórmula es:  $\sigma = E\varepsilon$  (figura 22).<sup>23,24</sup>

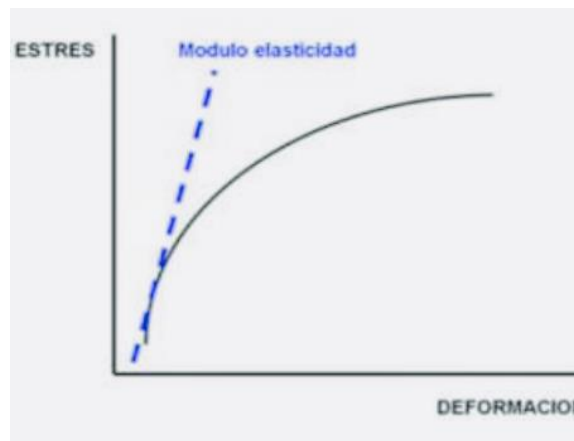


Figura 22. Relación estrés-deformación, la pendiente es el módulo de elasticidad.

El módulo de elasticidad es difícil de controlar por lo que el dentista debe conocer las relaciones entre éste, deformación y estrés para poder dar mejores resultados. El módulo de elasticidad del hueso periimplantario dependerá de la calidad y densidad ósea, el dentista puede cambiarlo en cierto porcentaje si determina el tipo de hueso según la zona en que será colocado el implante; modificar el módulo de elasticidad del titanio, que es el componente principal del implante, será en el momento de elegir el tamaño, diseño y la geometría que mejor distribuya el estrés.<sup>23</sup>

Frost propuso la Teoría del mecanostato la cual decía que el hueso tiene un control similar a un termostato, durante el modelado y remodelado, permitiendo que se acople a las cargas provenientes del exterior, con esto estableció 4 niveles de adaptación del hueso.<sup>25</sup>



Basado en la clasificación de Frost, Wiskott estableció 5 categorías en las cuales presenta rangos aproximados de las cargas en el hueso, ya que estimar valores exactos es difícil debido a las variaciones como densidad ósea, frecuencia de carga, gradientes de carga, etcétera (figura 23).<sup>23,25</sup>

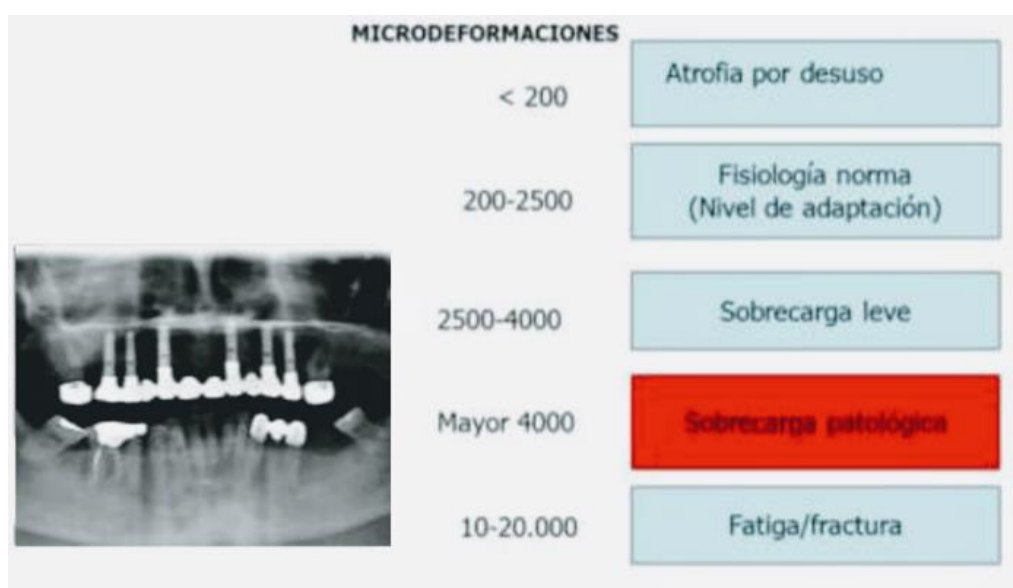


Figura 23. Clasificación de Wiskott, señala la cantidad aproximada de microdeformaciones que ejercen carga al implante.

Como referencia 1 megapascal (MPa) = 50 microdeformaciones que a su vez es equivalente a  $0.1 \text{ kg/mm}^2$  ó  $10 \text{ Newtons/m}^2$ .

### 3.6 Torque o carga tensional

La capacidad dañina de una fuerza oclusal tiende a producir una rotación, se define como “un vector (M) de valor igual al producto de la magnitud de la fuerza, multiplicada por la distancia perpendicular (también llamado



*brazo de momento*) del punto de interés a la línea de acción de la fuerza.<sup>21,23</sup>

Éste momento de carga también se denomina *torque* o *carga tensional* (figura 24).<sup>21</sup>

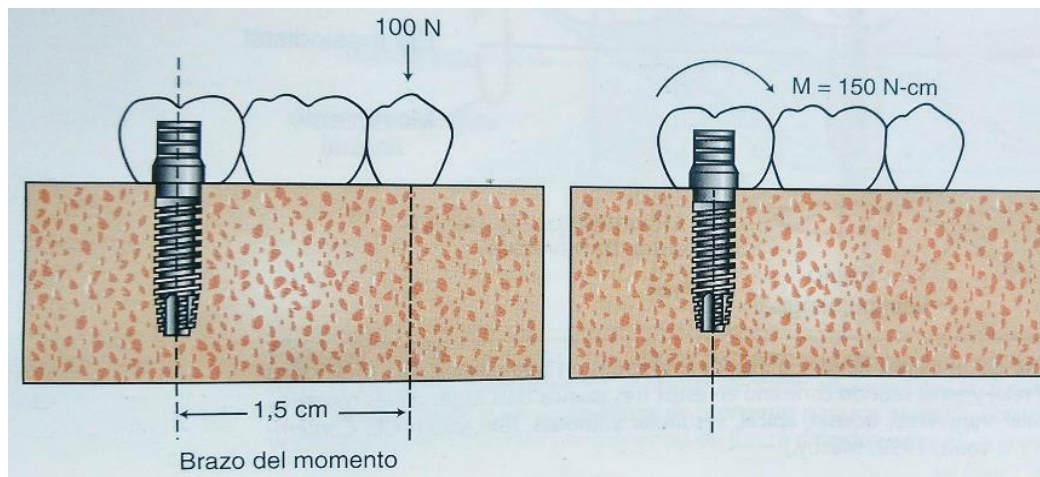


Figura 24. Torque o carga tensional,  $M$ =vector de fuerza,  $N$ =newtons.

Por lo tanto decimos que el movimiento de rotación será mayor cuanto mayor sea:

- ❖ La magnitud de la fuerza.
- ❖ La distancia en horizontal desde el punto de aplicación de la fuerza hasta el centro del implante (brazo de momento).
- ❖ El ángulo formado entre la dirección de la fuerza y el eje longitudinal del implante.
- ❖ El ángulo formado por la fuerza con la superficie de aplicación se aleje de los  $90^\circ$ .<sup>23</sup>

Se pueden desarrollar 6 momentos de rotación los cuales llevan a la pérdida de hueso, ya que la concentración se acentúa en la cresta alveolar así como en la interfase del hueso-implante y son (figura 25):<sup>21</sup>

- ❖ Lingual-transversal
- ❖ Facial-transversal
- ❖ Oclusal
- ❖ Apical
- ❖ Facial
- ❖ lingual

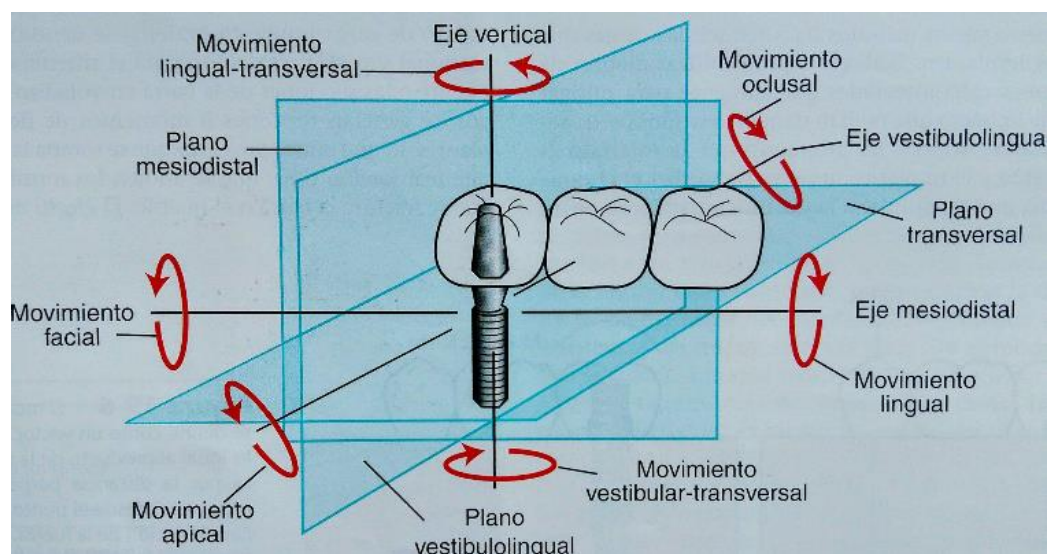


Figura 25. Momentos de rotación, se muestran también los planos que atraviesan la rehabilitación y los ejes de dirección.

En la implantología oral existen 3 brazos de momento, la altura oclusal, longitud del voladizo y la anchura oclusal, de los cuales se recomienda minimizarlos para prevenir fractura de componentes protésicos, pérdida de hueso o fracaso total del implante.<sup>21</sup>

### 3.7 Oclusión

Durante la masticación se generan todas las fuerzas a nivel de la superficie oclusal, por lo que hay que tener en cuenta muchos criterios como la morfología de la rehabilitación para poder distribuir todas las cargas masticatorias al hueso circundante e implante de forma favorable.

Las fuerzas masticatorias que se ejercen en el sector posterior de la boca son 4 veces mayores a las del sector anterior, la anatomía de la superficie oclusal determinará la dirección de la fuerza en relación al implante; se deben de crear las condiciones que favorezcan a las fuerzas axiales y que reduzcan las que producen momento de flexión.

La relación cúspide-fosa es la ideal ya que la línea de fuerza resultante atraviesa el eje axial del implante o diente natural; en caso de que la cúspide ocluya en un plano inclinado la línea de fuerza pasa oblicuamente alejándose del eje mayor del implante, creando una fuerza lateral la cual es lesiva para el hueso periimplantario (figura 26), aunque para disminuir ese problema de dirección transversal se puede reducir la inclinación de las vertientes (figura 27).<sup>22</sup>

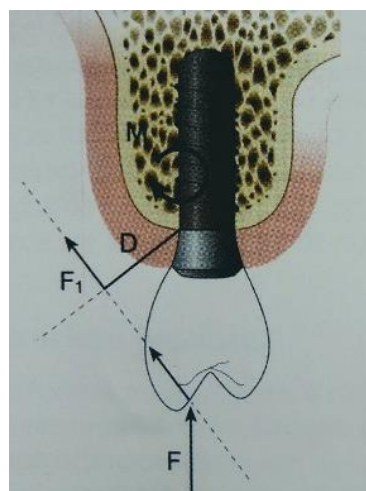


Figura 26. La fuerza pasa oblicuamente sobre el plano inclinado de la cúspide.

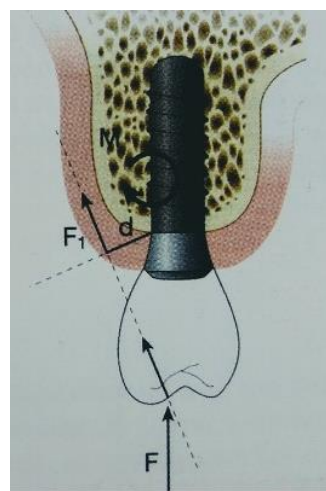


Figura 27. Reducción de la inclinación de la cúspide.

De igual manera en los dientes anteriores es posible reducir la aplicación de la fuerza en un plano inclinado con la modificación de la vertiente palatina de los dientes anteriores superiores, creando un apoyo en céntrica para el antagonista (figura 28).<sup>22</sup>

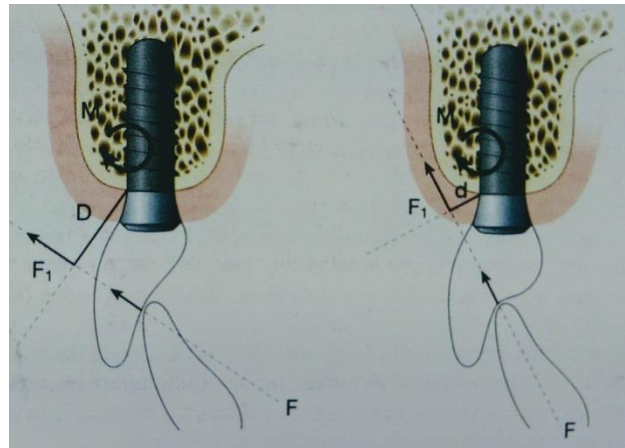


Figura 28. Reducción del plano inclinado palatino en dientes anteriores.

Cuando se reduce la dimensión vestibulo-lingual así como mesiodistal de la prótesis sin rebasar los límites del diámetro del implante, se puede lograr una reducción del momento de flexión (figura 29).<sup>22</sup>

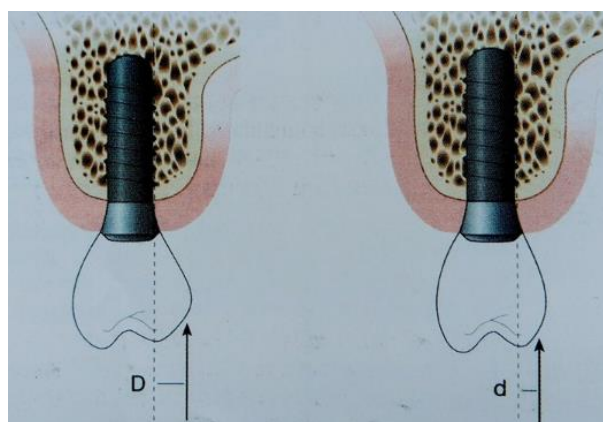


Figura 29. Reducción del vestibulo-lingual o palatino de la prótesis, para reducir el momento de flexión.



En toda rehabilitación protética tanto en implantes como en dientes naturales se busca:<sup>26</sup>

- ❖ Salud oral óptima
- ❖ Armonía anatómica
- ❖ Armonía funcional
- ❖ Estabilidad oclusal

Lundgren y Laurell dijeron que para lograr una estabilidad oclusal era importante seguir con los principios ya establecidos para prótesis fija de Beyron los cuales son:<sup>12</sup>

- ❖ Libertad en céntrica; se refiere a la posibilidad de obtener la máxima intercuspidad en una posición ligeramente anterior con respecto a la retrusión.
- ❖ Oclusión bilateral estable en céntrica, con contactos simultáneos en retrusiva.
- ❖ Ausencia de interferencia entre posición céntrica y retrusión.
- ❖ Contactos oclusales distribuidos uniformemente en oclusión céntrica.
- ❖ Morfología oclusal que guíe las fuerzas en dirección axial tanto anterior como posterior, aprovechando los contactos de la cúspide en trípede de la fosa antagonista.
- ❖ Guía de grupo en lateralidad, con contactos laterales en el lado de trabajo y ausencia ó mínimo contacto en el lado de balance.



### 3.8 Impacto

Cuando la mandíbula se cierra con alta velocidad y potencia, en un pequeño intervalo de tiempo se denomina *impacto*. Éste tipo de fuerza tendrá resultados destructivos para los componentes del implante y el hueso que lo sostiene, puede producir la deformación de la prótesis o modificar la unión del tornillo, para ayudar a disminuir estas fuerzas de impacto, los dientes y prótesis deberían tener contactos simultáneos cuando la mandíbula se cierra en máxima intercuspidad.

Mientras mayor sea la carga del impacto, mayor será la probabilidad de fracaso de la rehabilitación, del implante o incluso la fractura del hueso.<sup>21</sup>

### 3.9 Cargas oclusales

Una vez que la rehabilitación está colocada sobre los implantes hay que establecer relaciones interoclusales en céntrica, se puede realizar con los siguientes pasos clínicos:<sup>26</sup>

- ❖ En el ajuste oclusal principal se debe ocupar un papel de articular fino y aplicar un ligero golpe oclusal.
- ❖ Las piezas implantosoportadas apenas deben de tener contacto y los dientes adyacentes tener contactos más fuertes.
- ❖ El contacto en la prótesis implantosoportada debe de ser solo de fuerza axial.
- ❖ Aplicar un segundo golpeteo de cierre pero de mayor intensidad.



- ❖ Los contactos sobre la prótesis implantosoportada deben seguir siendo axiales y puede marcarse más firme el contacto con el antagonista.
- ❖ Todos los contactos axiales pueden aparecer de manera puntiforme si la anatomía oclusal lo permite, sino en forma tripoidal en el inicio de las vertientes de las cúspides próximas a la fosa central (figura 30).<sup>23</sup>



Figura 30. Se muestra como se marcan con el papel de articular los puntos de contacto con el antagonista.

En el caso de las prótesis atornilladas al implante, el orificio es sellado con resina fotopolimerizable, lo que hace pensar que ésta tendrá mayor desgaste, sin embargo en los últimos tiempos han evolucionado y aumentado su resistencia considerablemente, en algunos casos se realizan incrustaciones de cerámica para otorgar puntos de contacto más estables sobre el orificio de acceso al tornillo protésico; las consideraciones en el desdentado parcial difieren del desdentado total, existen consideraciones adicionales ya que en las rehabilitaciones totales el diseño de la prótesis se basa en los implantes, distribuyendo las fuerzas en todo el arco, logrando un soporte poligonal.<sup>26</sup>



Previo a la colocación, debemos planificar la distribución de las cargas sobre los implantes para obtener mejores resultados protésicos, por lo que hay que tener en cuenta diversos factores los cuales son:

- ❖ Factores de carga geométricos.
- ❖ Factores de carga oclusales.
- ❖ Capacidad de soporte hueso-implante.
- ❖ Factores de riesgo tecnológicos.

De éstos sólo uno no es manejable por el profesional, la calidad ósea y la capacidad de regeneración para la interfase hueso-implante, sin embargo los demás factores el odontólogo influye para lograr un buen diagnóstico y una rehabilitación óptima.<sup>26</sup>

### 3.9.1 Factores de carga geométricos

Es importante considerar el número de implantes a colocar, su diámetro y longitud, la alineación en el arco de los implantes, la extensión de la prótesis y la altura de la restauración.<sup>20</sup>

#### 3.9.1.1 Número de implantes

Para saber el número de implantes a colocar, no es suficiente considerar la cantidad de dientes perdidos, también es importante valorar el número de raíces de soporte a reemplazar; de igual manera valorar el tipo de prótesis que soportarán.<sup>26,27</sup>



En cuanto al diámetro y a la longitud se debe considerar la zona de colocación en virtud de las fuerzas ejercidas sobre él y la estética. En las zonas posteriores un implante de mayor diámetro implica una serie de ventajas.<sup>22</sup>

### 3.9.1.2 Alineación en el arco

La colocación a lo largo de línea recta en el sector posterior, favorece las fuerzas laterales, mientras más recta sea la alineación mayor será la fuerza de flexión (figura 31) en cambio si se colocan los implantes con una configuración tripódica (figura 32) ofrecerán mayor resistencia a éste tipo de fuerzas.<sup>14,20</sup>

La posición respecto a los dientes naturales es otro factor a considerar muchas veces la colocación del implante se realiza en una angulación no ideal, esto implica que cuando se elabora la prótesis, la construcción de la corona sea más larga o no siga el eje longitudinal del implante, provocando un brazo de palanca desfavorable. Para determinar la angulación correcta se confecciona previo a la cirugía una guía quirúrgica que nos permita colocar la más certero los implantes.<sup>14,27</sup>



Figura 31. Se observa la alineación recta de los implantes respecto uno con el otro.

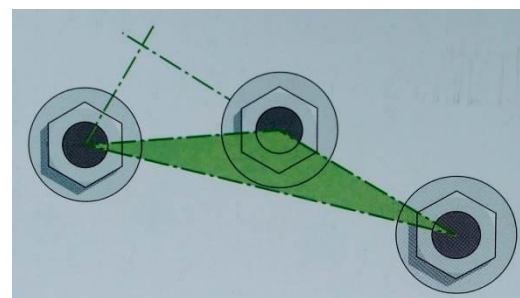


Figura 32. Implantes colocados de manera tripodal.

### 3.9.1.3 Extensión de la prótesis

La extensión en cantiléver es altamente lesiva y aumenta excesivamente la carga sobre el implante, se recomienda eliminarlas y colocar restauraciones solo donde hay soporte de implante (figura 33).<sup>20</sup>

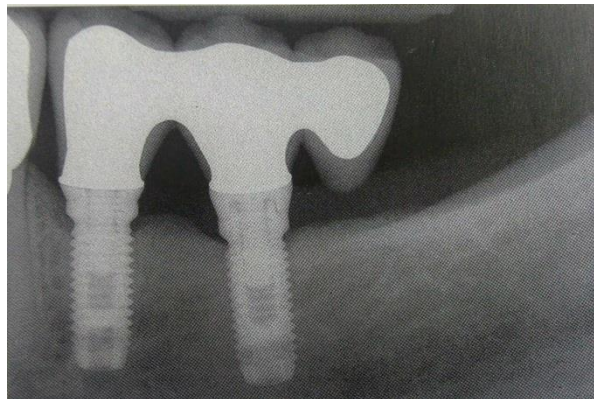


Figura 33. Rehabilitación en cantiléver, se recomienda evitar su uso.

### 3.9.1.4 Altura de la restauración

Cuando la altura del complejo pilar-corona se encuentra considerablemente aumentada, el brazo de palanca de igual manera aumentará, las fuerzas laterales pueden llegar a aflojar el tornillo o fractura de algún componente (figura 34).<sup>14,20</sup>



Figura 34. Se muestra como los premolares tienen una restauración muy larga, respecto a los demás dientes.

### 3.10.2 Factores de carga oclusales

Las fuerzas funcionales son difíciles de predecir al momento de realizar un diagnóstico de rehabilitación, ya que varían de un paciente a otro. El bruxismo, la parafunción y las fracturas de los dientes naturales nos ayudan a identificar el posible grado de fuerza y oclusión del paciente, ésto nos ayuda a considerar el diseño de las caras oclusales de la restauración y del contacto entre restauración y antagonista, para limitar las fuerzas excesivas sobre el implante y el hueso.

Los implantes son rígidos y están fijos en el hueso, al contrario de los dientes naturales que tienen una movilidad fisiológica ante las fuerzas de masticación, por lo tanto los implantes tienen riesgo de recibir una mayor carga oclusal en prótesis mal ajustadas. Se recomienda tener control de la inclinación de las cúspides, contactos oclusales en la fosa central, una superficie oclusal reducida y una correcta guía de desoclusión en los movimientos excursivos de la mandíbula.<sup>14,26</sup>

#### 3.10.2.1 Bruxismo

Un paciente bruxómano que ha perdido sus dientes por fractura, debe ser considerado de alto riesgo (figura 35) la restauración implantosoportada debe ser reforzada mediante un soporte que compense la sobrecarga, como lo es una férula oclusal (Figura 36).<sup>20,28</sup>

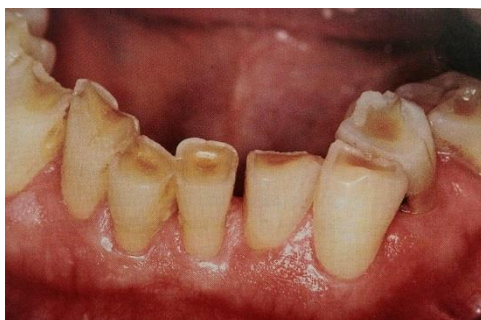


Figura 35. Arcada inferior de paciente bruxista, se observa el desgaste de los dientes.



Figura 36. Uso de férula oclusal sobre prótesis implantosoportada.

### 3.11.3 Factores de riesgo tecnológico

Características mecánicas pueden influir en la capacidad de carga como son la precisión de las interfaces, la precarga de unión del tornillo y las técnicas de cierre. Estos factores tecnológicos pueden ser difíciles de detectar, para reducir su incidencia negativa es recomendable seguir protocolos de prueba para la elección y manipulación de los componentes protésicos.

#### 3.11.3.1 Falta de ajuste de la prótesis

Sucede muy a menudo y por medio de una radiografía se puede observar el desajuste entre implante y prótesis, es importante mencionar que la falta de ajuste o asentamiento de un tornillo es una gran complicación que puede llevar a la fractura de la rehabilitación implantosoportada (figura 36).<sup>20,26</sup>

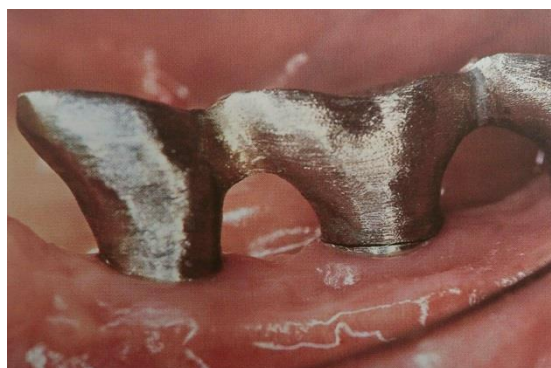


Figura 36. Se observa el desajuste de la prueba de metal con el implante.

#### 3.11.3.2 Prótesis atornilladas

Es recomendable utilizar dispositivos de control de la fuerza de apretamiento de los tornillos, para que les permita una tensión estable; cuando se valora al paciente como de alto riesgo para la prótesis implantosoportada es aconsejable usar prótesis atornilladas.<sup>27,30</sup>



---

## CONCLUSIONES

La planificación en los protocolos de rehabilitación implantosoportada resulta indispensable para conseguir un buen resultado. En ella, se incluirá la elección del implante, con un diseño adecuado para lograr una buena estabilidad primaria, así como el número y distribución de las fijaciones.

Se elegirá zonas de hueso en el maxilar o mandíbula, según sea el caso, de un volumen adecuado y con una calidad ósea óptima, para que las fuerzas que se transmitan logren ajustarse en lo posible a las demandas biomecánicas de la zona. El uso de guías quirúrgicas es muy recomendable, y la técnica de preparación de los lechos óseos tiene que ser cuidadosa y atraumática.

La prótesis deberá evitar ser en extensión así como evitar la transmisión de fuerzas no axiales siempre que sea posible, limitar los contactos oclusales en céntrica y eliminar los contactos excéntricos de las prótesis provisionales. Debe, asimismo, evitarse la manipulación y remoción de las prótesis provisionales durante el proceso de cicatrización. Las prótesis servirán para ferulizar los implantes y deben poseer un buen ajuste pasivo.

Los pacientes con parafuncionales severas deberán ser considerados de alto riesgo y explicarle todas las posibles complicaciones que puedan presentarse en el período de cicatrización y posteriormente en la rehabilitación.



---

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lemus cruz Leticia María, Almagro Urrutia Zoraya, Claudia León Castell Alumna. The origin and evolution of dental implant. Revista Habanera de Ciencias Médicas. 2009 Nov; 8: 4.
2. Ring, M. Historia Ilustrada de la Odontología. Barcelona: Doyma 1989. P.p. 17,29
3. Carranza F. Periodontología Clínica. 9ª.ed. México: Editorial Mc Graw Hill, Pp. 934-980
4. Bianchi A. Prótesis implantosoportada. 1º ed. Venezuela: ed. Amolca, 2001. Pp.160-176
5. Peñarrocha M. Implantología oral. 1a.ed. Barcelona; Editorial Ars Medica, 2001. Pp.8-13
6. Spiekermann H. Atlas de implantología. 1ª.ed. Barcelona; Editorial Masson. 1995. Pp. 16
7. Vargas A. P. Periodontología e implantología. 1ª.ed. México: Editorial Medica Panamericana. 2006. Pp. 387
8. Preti G. Rehabilitación protésica. Tomo 1. 1ª.ed. Venezuela; Amolca. 2007. Pp.199-201
9. Martínez-González J. M., Cano Sánchez J., Campo Trapero J., Martínez-González M. J. S., García-Sabán F.. Dental implants design: state or art. Avances en Periodoncia. 2002 Oct; 14( 3 ): 129-136.
10. Santoro F. Maiorana C. Oseointegración avanzada. 1a.ed. Madrid. Editorial Amolca. 2010. Pp. 14,15
11. Climent H. Atlas de procedimientos clínicos en implantología oral. Madrid TRP. 1995. Pp. 22-32



12. Vanegas A. Juan Carlos, Landínez P Nancy S., Garzón-Alvarado Diego A.. Basic principles of bone-dental implant interphase. Rev Cubana Invest Bioméd. 2009 Sep ; 28( 3 ): 130-146
13. Fernandez E. Bascones A. Odontología restauradora contemporánea. Implantes y estética. Buenos aires. Editorial Elsevier. 2002
14. Palacci P. Odontología Implantológica estética. Manipulación de tejido blando y duro. Barcelona: ed. Quintessence books, 2001. Pp. 16-61
15. Marques L. E. carga inmediata e implantes osteointegrados: posibilidades y técnicas. 1° ed. Sao paulo, Brasil. 2013
16. Robles, R.D.M., Rojas G.A.R., Navarrete A.K.B. implante dental con injerto oseo y rehabilitación con zirconia. Oral Año 10. Num, 32. 2009. 543-547
17. Bruna E., Fabianelli A. Prótesis Implantar. Ventajas, complicaciones y soluciones prácticas. 1° ed. Venezuela: ed. Amolca, 2015. Pp. 39,40.
18. Concejo Cútolí C., Montesdeoca García N.. Carga inmediata en implantes dentales. Revista Española de Cirugía Oral y Maxilofacial. 2005 Oct; 27( 5 ): 255-269
19. Real Academia Española, 2018.
20. Renouard F. Ranger B. Factores de riesgo en implantología oral. 2a ed. Barcelona: ed. Quintessence books, 2000. Pp. 39-53
21. Misch C. E. Implantología contemporánea. 3° ed. Barcelona. Elsevier. 2009. Pp.543-555
22. Chiapasco M., Romeo E. Rehabilitación implantosportada en casos complejos. 1° ed. Venezuela: ed. Amolca, 2006. Pp. 35- 50





- 
23. Machín J. A. Cómo identificar y tratar las complicaciones en Implantología. 1° ed. Madrid. Ripano. 2012. Pp. 114-118
  24. Hewwit P.G. Física conceptual. Décima edición. Mexico. Ed. Pearson. 2007. Pp. 234
  25. Cano-Sánchez J., Campo-Trapero J., Sánchez-Gutiérrez J.J., Bascones-Martínez A.. Mecanobiología de los huesos maxilares: II. Remodelación ósea. Av Odontoestomatol. 2008; 24( 2 ): 177-186.
  26. Caccicane O.T. Rehabilitación Implanto-asistida. Bases y fundamentos. 1° ed. Madrid. Ed Ripano. 2008. Pp.299-309
  27. López F. M.. Bases para una implantología segura. 1° ed. Venezuela. Ed. Amolca. 1996. Pp. 151-152
  28. Machín J.A. Ciencia y técnica en implantología inmediata. 1° ed. Tomo 1 Madrid. Ed. Ripano 2007. Pp. 86-87
  29. Gatti C. Chiapasco M. Manual ilustrado de implantología oral. Diagnóstico, cirugía y prótesis. 1° ed. Venezuela. Ed. Amolca. 2010
  30. Jimenez, V. Prótesis sobre implantes: oclusión, casos clínicos y laboratorio. Barcelona. Editorial Quintessenz Mosby/Doyma. 1994. Pp.147