

271
2ej



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

GENERALIDADES DE LOS
IMPLANTES

T E S I N A

Q U E P R E S E N T A
MARIA DEL CARMEN MARTINEZ URIBE
PARA OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA



ASESORAS DE TESIS: C.D.M.O. RINA FENGOLD STEINER

C.D. GUADALUPE GARCIA BELTRAN

MEXICO, D. F.

1996

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

ÍNDICE.

INTRODUCCIÓN	1
--------------------	---

CAPITULO I

DEFINICIÓN E HISTORIA.....	4
1.1 DEFINICIÓN	4
1.2 HISTORIA.....	4

CAPITULO II

CLASIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES.....	8
2.1 IMPLANTES INTERNOS.....	8
2.1.1 Implantes Internos Intraóseos.....	8
2.1.2 Implantes Internos Endodónticos.....	8
2.1.3 Implantes Trasodóntico.....	9
2.2 IMPLANTES EXTERNOS.....	9
2.2.1 Implantes Subperiorticos o Yuxtaóseos.....	9

CAPITULO III

OSEOINTEGRACIÓN Y BIOCMPATIBILIDAD.....	11
3.1 OSEOINTEGRACIÓN.....	11
3.2 REACCIÓN DEL HUESO.....	13
3.3 BIOCMPATIBILIDAD.....	15

3.4 INTERACCIÓN IMPLANTE-TEJIDO.....	15
3.5 REACCIÓN TISULAR.....	17
3.6 TOXICIDAD.....	18
3.7 HIPERSENSIBILIDAD - ALERGIA.....	20

CAPITULO IV

SELECCIÓN DE MATERIALES

PARA IMPLANTES ORALES.....	22
4.1 PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS METALES.....	22
4.1.1 Propiedades térmicas.....	22
4.1.2 Propiedades eléctricas.....	22
4.1.3 Propiedades mecánicas.....	23
4.2 PROPIEDADES QUÍMICAS DE LOS METALES.....	26
4.2.1 Oxidación.....	27
4.2.2 Corrosión.....	27
4.3 TRATAMIENTO DE LOS METALES.....	31
4.3.1 Tratamiento térmico.....	31
4.3.2 Tratamiento mecánico.....	33
4.4 CONFORMACIÓN DE LOS METALES.....	35
4.5 PROCESO DE FABRICACIÓN DE LOS IMPLANTES.....	37
4.6 MATERIALES METÁLICOS USADOS	
EN LA IMPLANTOLOGÍA.....	37
4.6.1 Aceros inoxidables.....	37

4.6.2 Titanio.....	38
4.6.3 Materiales c�ericos.....	39
4.6.4 Hidroxiapatita.....	39
4.7 DISEÑO DEL IMPLANTE.....	40
CONCLUSIÓN.....	45
BIBLIOGRAFIA.....	46

AGRADECIMIENTOS

A Dios: Por darme la oportunidad de vivir y convivir éste momento tan importante con mi familia, mi esposo y mi bebé.

A mis Padres: Octaviana y Pedro por haberme dado la mejor herencia “ El Estudio ”, por su confianza, apoyo, cariño, comprensión y por creer en mí.

A José y toñito: Porque son el pilar más importante de mi vida, son mi inspiración, mi fuerza y mi motivo más grande por el que tengo que luchar.
Los amo.

A mis hermanos: Gloria, Daniel, Aramando y Miguel Angel por su cariño y por creer en mí.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y en especial a la Facultad de Odontología: Por abrirme sus puertas y darme la oportunidad de formarme como profesionalista.

**Al Doctor Juan Carlos Rodríguez: Por su apoyo y amistad incondicional
y por ser una persona bondadosa.**

**A la Doctora Rina Feingold y a la Doctora Guadalupe García:
Por asesorarme en mi tesina.**

A todas las personas que me ayudaron a concluir esta meta.

GENERALIDADES

DE LOS

IMPLANTES

INTRODUCCIÓN.

Una rehabilitación oral cuidadosamente planificada utilizando métodos avanzados como los implantes pueden devolver salud, función y estética por largo tiempo.

Esto puede conseguir a través de la absoluta cooperación del paciente, la adecuada capacidad del cirujano dentista así como la revisión periodica del tratamiento.

Los implantes dentales constituyen actualmente un elemento reconocido en la odontología, gracias a los trabajos de Branemark. Los primeros ensayos realizados de este tratamiento como los realizados por Marc Bert, hace ya 5 años ha sido superado por la totalidad de trabajos realizados por el equipo del Profesor Branemark. Los datos estadísticos irrefutables, la base científica probada, el método claro y repetitivo y especialmente la adopción de un nuevo concepto, el de la oseointegración, permite a los pacientes el beneficio de prótesis más seguras y cómodas con un mínimo de riesgos.

La mayoría de los equipos que trabajan en el mundo de los implantes, han adotado este nuevo concepto, cuyos resultados han revolucionado a la odontología.

La utilización del titanio puro o con aleaciones biocompatibles, los materiales cerámicos y la hidroxiapatita resulta ser de primera elección para los implantes intraóseos.

Los implantes deben cumplir altas normas estándar ya que se ven sometidos a elevadas cargas mecánicas que se encuentran en contacto directo con el tejido óseo.

CAPITULO I
DEFINICIÓN E HISTORIA

CAPITULO I

DEFINICIÓN E HISTORIA.

1.1 DEFINICIÓN.

El doctor; Babbush definió a un implante como: "un dispositivo médico que se hace de uno o mas biomateriales que se colocan de manera intencional dentro del cuerpo, implantado de manera total o parcial bajo la superficie epitelial".

El Doctor; Ritacco. Denomina a los implantes como: "elementos aloplásticos (sustancias inertes, extrañas al organismo humano) que se alojan en pleno tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de conservar dientes naturales o de reponer órganos dentarios ausentes".

El Doctor Antonio Borrell Rivas, "denomina a los implantes, en odonto-estomatología, al acto quirúrgico consistente en incluir un cuerpo extraño en el tejido óseo del maxilar o mandíbula para ser utilizado como pilar para la reconstrucción protésica de las piezas perdidas, a fin de restaurar la función masticatoria, estética y fonética".

1.2 HISTORIA.

El hombre ha intentado resolver los problemas asociados a la dentición desde la antigüedad. Los egipcios, en el año 2500 a. de J.C. intentaban estabilizar los dientes con problemas periodontales utilizando alambres a modo de ligadura.

En el año 500 a. de J.C. los estrucos usaban bandas de oro soldadas a las que incorporaban pónicos para restaurar las funciones masticatorias.

Las primeras evidencias del uso de implantes datan del año 600 d. de J.C. en la civilización Maya, usaban trozos de concha como implantes.

En 1809, Maggiolo, describió el proceso de fabricación e inserción de raíces de oro para sostener los dientes. El implante se construía con tres piezas de oro soldadas, guardando una proporción aproximada con el hueco que dejaba la extracción del diente al que iba a sustituir.

En los años 40'S, Formiggini diseñó un implante en espiral, construido doblando un alambre de acero inoxidable sobre sí mismo. El dentista lo construía antes de la cirugía de acuerdo a la situación de cada paciente.

En 1959, Lew describió el progreso y evolución de los implantes subperiosticos, y modificó aún más la estructura para lograr la máxima resistencia con el mismo grosor. Como pilar transmucoso utilizaba pilares afilados o en forma de huso.

En los años 60'S, Linkow inventó el implante Ventplanr, el tornillo de este implante endo-óseo era autoenroscable, posteriormente introdujo el implante de lámina. Este tipo de implante endo-óseo de "placa", se había diseñado para utilizarse en el alvéolo. Linkow adoptó después el diseño de este implante en la mayoría de las situaciones clínicas.

El implante mandibular diseñado por Smalla a finales de los 60'S, pretendía rehabilitar a la mandíbula edentula atrofica. Este implante óseo de placa se solía utilizar con una incisión extraoral insertándolo desde el borde inferior de la mandíbula.

A principios de los 70'S, Robertsy Roberts desarrolló el implante de estructura ramus, este implante endo-óseo se estabiliza gracias a su anclaje bilateral en la zona del ramus y en la zona de la sínfisis mandibular. A continuación se realizaba un procedimiento en una sola fase para conseguir el soporte inmediato de toda la dentadura mandibular antagonista a una dentadura completa maxilar.

Grenoble fue el primero en colocar, implantes de carbono-vítreo, basándose en estudios de compatibilidad y de eficacia, realizó pruebas clínicas en seres humanos.

Tatus en los años 80'S, introdujo un implante con forma de raíz (Omni R) hecho de aleación de titanio, y tenía unas aletas horizontales, estaba diseñado para su colocación en un hueso receptor endo-óseo preparado o ampliado.

A principios de los 80'S, Calcitek Corporation, comenzó a fabricar la calcitita hidroxiapatita cerámica policristalina. En 1985 introdujo el sistema de implante integral, este un implante de aleación de titanio con poste cilíndrico y una capa de hidroxiapatita.

CAPITULO II
CLASIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES.

CAPITULO II

CLASIFICACIÓN DE LOS IMPLANTES.

2.1 IMPLANTES INTERNOS.

Es el implante que penetra en la intimidad de los tejidos a través de un diente, sin establecer comunicación directamente entre la boca y el medio interno.

2.1.1 Implantes intraóseos.

Los implantes intraóseos se localizan en los maxilares atravesando el epitelio, tejido conectivo de soporte, periostio y cortical ósea hasta penetrar en tejido óseo esponjoso.

Existen diversos tipos de implantes intraóseos:

- 1.- Espigas.
- 2.- Tornillos.
- 3.- Canastas.
- 4.- Espirales.
- 5.- Agujas.
- 6.- Láminas.

2.1.2 Implantes endodónticos.

Los implantes endodónticos consisten en la colocación de pernos a través del

conducto radicular de un diente hasta pleno tejido óseo esponjoso.

2.1.3 Implantes trasodónticos.

Con ellos se atraviesa el diente por el sitio de mayor conveniencia, sin tener en cuenta el conducto radicular, cuando así lo exigen razones anatómicas.

A los implantes endodónticos y trasodónticos también se les denomina intradentarios.

2.2 IMPLANTES EXTERNOS.

El implante atraviesa el epitelio de la mucosa del revorde alveolar para introducirse en la intimidad de los tejidos, con los cuales se establece, por los muñones que emergen a la cavidad oral una relación entre el medio interno y la boca (medio externo).

2.2.1 Implantes subperiosticos o yuxtaóseos.

Los implantes subperiosticos o yuxtaóseos se aplican por debajo del periostio y se apoyan en tejido óseo compacto. Estos implantes se aplican para reponer piezas dentarias ausentes lo que consiste en una infraestructura metálica en forma de rejilla que se coloca sobre hueso compacto, de la cual emergen muñones a la cavidad oral, que son los que sirven de anclaje para la prótesis fija o removible.

CAPITULO III
OSEOINTEGRACIÓN Y BIOCOMPATIBILIDAD.

CAPITULO III

OSEOINTEGRACIÓN Y BIOCOPATIBILIDAD.

3.1 OSEOINTEGRACIÓN.

El anclaje anquilótico (en sentido de " rigidez ") también es llamado oseointegración.

Histológicamente, la oseointegración se evidencia por la presencia de hueso regenerado justo hasta la superficie del metal.

Utilizando microanálisis de rayos X se puede estudiar con detalle la estructura de la zona de contacto.

Las imágenes de escáner utilizando las emisiones de rayos X electrometales características para el titanio, calcio y fósforo demuestran lo completo que es el anclaje; Las regiones de calcio y fósforo son réplicas exactas de la imagen del titanio las intensidades relativas del calcio y fósforo permanecen constantes a través de toda la zona, lo que es un buen índice de que el tejido óseo está completamente mineralizado. La interacción entre tejido o hueso y un biomaterial constituyen un complejo proceso físico-químico y ultraestructural.

Albreksson utilizó microscopía electrónica de alta resolución para estudiar la interfase hueso-titanio, Encontró una capa de material matriz de unos veinte nm., de espesor y luego a una distancia de unos 100 nm., fibras de colágeno

altamente mineralizadas en medio de fibrillas y los depósitos minerales no estaban organizados.

Los principales componentes de la sustancia amorfa ósea, eran proteoglicanos, moléculas gigantes de aproximadamente el mismo tamaño que la zona de contacto. Los bioquímicos han identificado a estas sustancias "el pegamento" . entre células y células y otras superficies, incluyendo a la de los cuerpos extraños.

La superficie de un óxido metálico se halla hidroxilada; esto es, los ligamentos metálicos libres en la superficie de la red cristalina, rompen moléculas de agua y saturan o neutralizan su fuerte carga positiva con iones hidroxilo cargados negativamente. En el caso del óxido de titanio por cada molécula de agua disociada se producen dos grupos hidroxilo que se posicionan de forma diferente sobre la superficie y originan un carácter ácido o básico en su entorno. Estas formas anfotéricas o bipolares pueden funcionar como tenazas o pinzas, de aquí el término quelato. Una característica importante de los materiales anfotéricos es su punto isoeléctrico.

Esto es la medida del valor de pH para que las cargas positivas y negativas estén exactamente equilibradas, el punto para el óxido de titanio es de un pH aproximado a 6.2.

Los aminoácidos, los elementos formadores elementales de todas las moléculas biológicas, son también bipolares; son anfólitos que pueden

reaccionar con ácidos (debido a los grupos carboxilo) o como bases (debido a los grupos amino) . Estos iones híbridos constituyen naturalmente mediadores ideales para la adsorción química, formando un fuerte doble enlace con el óxido de titanio hidroxilado anfotérico rico. Esta reacción ha sido confirmada a través de espectroscopia fotoelectrónica, resulta también interesante destacar que la hidroxiapatita tiene un punto isoelectrico (pH=7) similar al del óxido de titanio hidroxilado.

Esta reacción entre propiedades eléctricas y adsorción es muy importante en relación con la inserción observada del hueso y tejido del titanio.

3.2 REACCIÓN DEL HUESO.

Debemos dejar claro que todo el tema de reacción ósea del implante hace referencia a la necesidad de una anquilosis funcional y oseointegración. el concepto de la integración comprende un implante tras trauma óseo - que es precisamente lo que con lleva a la preparación de un lecho implantario - y regeneración ósea, esto fue ya postulado por Branemark en 1969 y se demostró que el titanio lo hacia posible. Podría decirse que el proceso de regeneración ósea avanzaría aun cuando el cuerpo extraño no estuviese presente.

Se a demostrado que la revascularización es rápida en el caso de implantes porosos y que la reabsorción y regeneración ósea tiene lugar en presencia de osteoblastos y osteoclastos activos. En unas pocas semanas el osteoide formado inicialmente, es reemplazado por tejido óseo laminar maduro. Es importante

destacar que el proceso de cicatrización, no difiere ni cualitativa ni cuantitativamente del que tiene lugar cuando no existe ningún implante.

Se ha demostrado que el hueso recién regenerado se deposita directamente sobre la superficie del implante siempre y cuando se haya seguido el procedimiento quirúrgico adecuado (velocidad del contra-ángulo- o pieza de mano menor de 800 rpm, irrigación continua con suero fisiológico salino) , y que se haya logrado un ajuste óptimo del implante. En este contexto, la forma del implante posee una importancia sólo secundaria.

El examen a alta magnificación ha demostrado que el hueso sigue todos los contornos y hendiduras de la superficie de la cobertura del plasma del titanio y que existen osteoblastos vitales en contacto directo con la superficie del implante.

En zonas que hayan sido expuestas a las tensiones elevadas, éstas parten de la cobertura de polvo de titanio se ha desprendido del implante, pero no el hueso del polvo de titanio.

Si consideramos que para separar del implante su cobertura de plasma se requiere in vitro fuerzas de tensión de 90 nm/mm^2 nos damos cuenta de la efectividad de la unión anquilótica u osteointegración.

3.3 BIOCOMPATIBILIDAD.

Clarck define a un material biológicamente inerte como " aquel que no destruye la vitalidad de los tejidos adyacentes, que no provoca una reacción inflamatoria mayor que la ocasionada por el trauma de su inserción y por su presencia física como estructura no viva y que no impida los procesos de reparación fibrosa y ósea.

Desde el punto de vista biológico intervienen :

- 1.- Composición y concentración iónica de los fluidos extracelulares .
- 2.- pH.
- 3.- Actividad metabólica zonal .
- 4.- Riqueza vascular y linfática zono-regional.

Desde el punto de vista del material :

- 1.- Composición química.
- 2.- Microestructura.
- 3.- Ordenación cristalográfica de las partes presentes .
- 4.- Organización electroquímica de superficie.

3.4 INTERACCIÓN IMPLANTE-TEJIDO.

Los materiales empleados han de poseer una estabilidad y pasividad química que asegure el no desprendimiento de sustancias tóxicas y la ausencia de corrosión para evitar el que aparezcan reacciones y lesiones orgánicas.

En la proximidad del implante se inicia una diferenciación de osteoblastos que generan fibrillas colágenas y mucopolisacáridos, que son incorporados por el gel rico en óxido de aluminio y la capa de fosfato calcico de la superficie del implante.

En la capa del fosfato calcico empieza la cicatrización y a la vez se mineralizan las fibrillas de colágeno provocando una íntima unión hueso-implante.

Los materiales ideales tendrían lo que se denomina <<compatibilidad ultraestructural>> es decir, que el tejido en la interfase aparecería totalmente normal, sin cambio intra o extracelular.

Pero esto, no es lo que se obtiene con los materiales habitualmente usados en implantología. Lo habitual es que provoque una reacción tisular que lo aísla , lo encapsula, y lo separa de los tejido vivos.

Ahora bien, cuando esta cápsula periimplantaria, tiene un grosor de pocas micras, se considera el material como micro-estructuralmente biocompatible.

Laig y Col; con un visor calibrado efectúan mediciones de esta cápsula fibrosa periimplantaria, en cuatro puntos distintos.

La reacción tisular se evalúa teniendo en cuenta el número y tipo de células del 0 al 3.

0 = No existe reacción inflamatoria.

1 = Reacción inflamatoria débil ; pocas áreas dispersas con una concentración celular baja.

2 = Reacción inflamatoria moderada, podemos decir que las imágenes están entre uno y tres.

3 = Reacción inflamatoria severa; la mayor parte del campo muestra una extensa reacción inflamatoria con una densa celularidad.

3.5 REACCIÓN TISULAR.

Desde el mismo momento de su inserción el implante provoca una reacción orgánica en los tejidos blandos, pero otra mucho más grave en el tejido óseo producido por la fresa y las presiones de inserción.

Todo esto provoca una serie de fenómenos de tipo inflamatorios subagudos cuya misión primordial es eliminar los restos orgánicos desvitalizados.

Hay una proliferación capilar con maduración y especialización de células mesenquimatosas perivasculares inmaduras y monocitos.

Se produce la fagocitosis de los detritus tisulares y la remoción osteoclástica del hueso muerto, con una concentración de fibroblastos activos y de macrófagos en esta zona.

La encapsulación del implante por una neoformación fibrosa es la norma cuando existe una estabilidad química o electroquímica, tejidos-implante y por lo tanto decimos que el implante es <<tolerado>> y <<compatible>>.

Por un lado existe una fagocitosis directa de esos detritus, mientras por otro lado la fibrina se organiza almacenando los corpúsculos extraños en el interior del macrófago o rodeados por células gigantes.

El tipo celular predominante depende grandemente de la talla de las partículas presentes, siendo las más pequeñas fagocitadas por histiocitos mononucleares, mientras que las más grandes son rodeadas por células gigantes. La tendencia a la cicatrización de estos tejidos de granulación se plasma en la hialinización y fibrosis que ocurren subsiguientemente.

La presencia de gran cantidad de histiocitos en el tejido de granulación provoca una fibrosis mayor, que cuando predominan las células gigantes.

3.6 TOXICIDAD.

Los productos de la degradación de los implantes tienen una toxicidad selectiva frente a los tejidos que los rodean, e incluso en órganos a distancia.

La corrosión de los componentes del implante conduce a la formación de una serie de compuestos solubles e insolubles que se depositan parcialmente en su vecindad y son transportados y almacenados a distancia o bien son excretados.

La corrosión supone una reacción redox entre el implante y los tejidos, con la formación de los iones metálicos que van a disolverse en los fluidos orgánicos y a difundirse en los tejidos.

Tanto la alteración del pH como la de los líquidos orgánicos, como las lesiones celulares directas que pueden ocasionar estos productos son lesivas de la eubiótica tisular y constituyen en conjunto la toxicidad propia del implante.

Los implantes con estigmas de corrosión, obtenidos tras la abrasión de estos, sufren alteraciones citoplasmáticas de los macrófagos causadas por los productos de esta corrosión que van desde la vascularización del citoplasma, a la desaparición del retículo endoplasmático y de casi todas las ultraestructuras reconocibles.

La mayor citotoxicidad la presentaban los compuestos de cromo por la destrucción nuclear que provocan a nivel de las células gigantes de su alrededor.

Esta toxicidad dependiente de la cantidad y calidad de los iones y radicales presentes, ocasiona una disregularización tisular que puede expresarse por un cuadro clínico de afectaciones local o general que se conoce con el nombre de Metalosis.

3.7 HIPERSENSIBILIDAD- ALERGIA.

Un implante al degradarse produce radicales o iones que reaccionan con ciertas proteínas desnaturalizándolas y convirtiéndolas en antígenos que pueden dar reacciones inmunitarias locales o generales.

Las partículas producidas por la corrosión de un implante, provocan una reacción tisular que afecta a los pequeños vasos de los tejidos adyacentes, en el sentido de afecciones endoarteriales en forma de vasculitis linfática, necrosis fibrinoide, y proliferación fibrosa de la íntima, pudiendo obliterar completamente su luz, provocando la isquemia de la zona de cuya irrigación son responsables.

Las consecuencias de estas alteraciones son:

- 1.^a - El tejido fibroso carece de valor mecánico y por lo tanto el implante adquiere movilidad.
- 2.^a La desvitalización de los tejidos hace que aparezca una infección.

CAPITULO IV.
SELECCIÓN DE MATERIALES PARA IMPLANTES
ORALES.

CAPITULO IV.
SELECCIÓN DE MATERIALES PARA IMPLANTES ORALES.

4.1 PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS METALES.

Entre las propiedades físicas de los metales, podemos distinguir:

Propiedades térmicas, propiedades eléctricas y propiedades mecánicas.

4.1.1 Propiedades térmicas.

a) Calor específico.

Es la cantidad de calor que hay que suministrar a un metal de masa unidad, para elevar su temperatura, un grado.

b) Conductibilidad térmica.

Al calentar un metal su temperatura no crece uniformemente en todo su volúmen; se establece un gradiente de temperatura, desde la zona de la pieza en contacto con el foco calórico, hasta el interior de la pieza, ó a lo largo de ella si predomina la longitud.

c) Expansión térmica.

Al calentar un metal, éste se dilata, y aumenta de volúmen, por lo tanto podemos definir el coeficiente de expansión o dilatación lineal, como el aumento unitario de longitud del metal, al aumentar su temperatura, un grado.

4.1.2 Propiedades eléctricas.

a) Conductibilidad eléctrica.

Los metales oponen cierta resistencia al paso de la corriente. Si sometemos una barra de metal a una diferencia de potencial aplicada en uno de sus extremos, los electrones de valencia, por tener carga negativa, se desplazan rápidamente hacia el extremo cargado positivamente y en consecuencia transporta la energía desde el polo negativo al polo positivo.

El grado de conductibilidad de los metales está influido por tres factores:

I.-El aumento de valencia del átomo. (Cuando menos sea el número de electrones, mayor será su Conductibilidad).

II.- Modo vibración de sus átomos, respecto a su posición de equilibrio (tipo de estructura cristalizada en la que ha solidificado).

III.-Grado de pureza del metal.

4.1.3 Propiedades mecánicas.

Entre las propiedades mecánicas de los metales podemos incluir:

a) Elasticidad.

Suponemos que un cuerpo está formado por partículas pequeñas o moléculas, entre las que actúan fuerzas. Estas fuerzas se oponen a cambios en la forma del cuerpo, que tenderían a producir fuerzas exteriores. Si un sistema de fuerzas exteriores se aplica al cuerpo, sus partículas se desplazan y estos desplazamientos mutuos tienen lugar hasta que se establece equilibrio entre las

fuerzas interiores y el sistema externo de fuerzas. En este caso, se dice que el cuerpo se encuentra en estado de deformación.

Durante la deformación, las fuerzas exteriores que actúan sobre el cuerpo realizan un determinado trabajo, y este trabajo se transforma completa o parcialmente en energía potencial de deformación. Si las fuerzas causantes de la deformación del cuerpo, disminuyen gradualmente, el cuerpo retorna total o parcialmente a su forma primitiva y, durante esta deformación inversa, la energía potencial de deformación acumulada en el cuerpo se recupera en forma de trabajo exterior, a propiedad se le denomina elasticidad.

Se dice que un cuerpo es perfectamente elástico, si recobra su forma original de un modo absoluto cuando resulta descargado, y que es parcialmente elástico, si la deformación producida por las fuerzas exteriores no desaparece enteramente al descargarlo; en este caso, parte de aquel trabajo se transforma en calor desarrollado en el cuerpo durante la deformación no elástica.

b) Resistencia.

La resistencia de un material depende de su estructura molecular. En los metales, el alargamiento elástico cesa al llegar a un cierto punto, después del cual se presenta normalmente una fuerte deformación longitudinal -un estiramiento- antes de presentarse la rotura. Para los metales, especialmente, es de la mayor importancia la resistencia a la tracción.

Limite de la elasticidad. Es el punto en el que las deformaciones dejan de ser elásticas para pasar a convertirse en permanentes.

c) Flexión.

La flexión siempre tiene lugar cuando una determinada pieza está cargada por fuerzas transversales perpendiculares a su eje longitudinal y que, además, se hallan contenidas en el plano de simetría de la pieza. Las cargas a que se somete una pieza pueden ser locales o uniformemente repartidas. Las primeras actúan en varias secciones. Al contrario, las segundas actúan por igual en toda su longitud. Como a toda fuerza de acción se opone una fuerza contraria de reacción, en un cuerpo en equilibrio la suma de las acciones es igual a la suma de las reacciones.

d) Dureza.

La dureza puede definirse como la resistencia que opone un cuerpo a ser penetrado por otro. Es decir, que cuanto mayor es la dureza de un metal, menor es la huella que deja en él el cuerpo penetrante determinado.

e) Tenacidad y fragilidad.

Un material puede ser frágil, si una rotura se produce de repente y sin previa deformación o tenaz, si la rotura se produce después de una deformación plástica.

Un material frágil puede convertirse en tenaz mediante calentamiento y, por el contrario, el tenaz puede volverse frágil por enfriamiento. La fragilidad

puede ser favorecida por estados en los que se hayan implicadas tensiones, como puede ser en el fondo de entalladuras de perfiles agudos o, también, la repentina aplicación de una carga.

Para conocer la mayor o menor fragilidad de los aceros que, por su constitución química, pueden resultar más o menos frágiles al ser empleados en trabajos que requieren esfuerzos intermitentes y violentos, se mide su resiliencia, que habitualmente se denomina resistencia de choque. Es esta una característica mecánica que opera inversamente a la fragilidad, pues cuanto mayor es la resiliencia de un metal, menor resulta su fragilidad.

f) Fatiga de los metales.

Un metal se comporta de manera diferente si la carga exterior a que está sometido actúa de una manera continua (cargas estáticas) o de una manera intermitente (cargas dinámicas). Cuando una pieza metálica se halla sometida a una carga periódica, ya sea alternativa o simplemente intermitente, puede llegar a producirse la rotura con una carga por milímetro cuadrado que, de haber sido continua, no hubiera llegado a producir ni mínimas deformaciones apreciables. Estos efectos, que provienen del desplazamiento mutuo de los cristales y que llegan a producir su desintegración, reciben el nombre de fatiga del metal.

4.2 PROPIEDADES QUÍMICAS DE LOS METALES.

Los metales tienen una marcada inclinación a reaccionar con otros elementos, para formar compuestos químicos, pero a nosotros nos interesan fundamentalmente dos, que son: La oxidación y la corrosión.

4.2.1 Oxidación.

Es la reacción de los metales con el oxígeno, formando óxidos de diversas estequiometría, siempre que se aporte al sistema una energía de activación (incremento de temperatura, humedad, etc...), y son reacciones exotérmicas.

4.2.2 Corrosión.

Es el deterioro de un material cualquiera por la acción de un medio ambiente agresivo.

La corrosión puede ser por vía seca; cuando no hay fase líquida presente (ataque por gases a altas temperaturas). Y por vía húmeda, con una fase líquida presente (solución acuosa, electrolitos, etc.), que es el procedimiento que puede darse en implantología.

Mecanismo de corrosión.

· Cuando un sólido se sumerge en un líquido, en el que es, por lo menos parcialmente soluble, las moléculas superficiales del sólido, tienden a abandonarlo, pasando al líquido. Es como si existiese una presión interna en el sólido que tendiese a expulsar las moléculas de un seno, esta presión se denomina tensión de disolución.

Al ir aumentando con el tiempo la concentración de las moléculas disueltas en líquido, se produce una reacción que tiende a impedir que el sólido siga disolviéndose, esta fuerza de reacción o presión osmótica, se va haciendo

mayor, al aumentar la concentración de moléculas disueltas y llega un momento que se iguala a la tensión de disolución, con lo que el proceso se detiene y se dice entonces que la disolución está saturada.

Si las moléculas disueltas tienen carácter iónico, es decir están formadas por la combinación de átomos metálicos, en combinación con átomos no metálicos, se disocian en iones metálicos positivos y no metálicos negativos. Estas disoluciones, permiten el paso de la corriente eléctrica a través suyo y se denominan electrolitos, y su importancia es fundamental en los procesos de corrosión.

Pero esto se complica un poco más, cuando el sólido sumergido es un metal, ya que éste está formado por iones de carga eléctrica positiva, ocupando unas condiciones fijas dentro de la red cristalina que le es propia, y todos estos iones están rodeados por el gas electrónico, formado por los electrones de valencia.

Cuando sumergimos un metal en un líquido, y el metal es sólido, originalmente neutro, se carga negativamente, puesto que el gas electrónico no acompaña al ión en la disolución.

A medida que va aumentando el número de iones en la disolución, ésta se va cargando positivamente, mientras que el sólido lo hace negativamente, produciéndose una atracción electrostática, que viene a alterar el sistema de fuerza: tensión de disolución-presión osmótica.

El fenómeno de disolución del metal se detendrá cuando la suma de presión osmótica, más la tensión o atracción electrostática iguale a la tensión de disolución.

1.- Corrosión electroquímica.

Esta no es homogénea en toda la superficie metálica como en la oxidación. Actúa pila con zonas anódicas (+) y catódicas (-) por lo que los aniones (-) marchan al ánodo (+), mientras que los cationes (+) irán al cátodo (-).

En el ánodo (+), el metal se disuelve, quedándose esta zona anódica cargada negativamente. Ha tenido lugar por lo tanto una oxidación.

Mientras que el cátodo (-), se han ganado electrones y por lo tanto ha tenido lugar una reducción.

2.- Pasivado.

Es la propiedad que tiene algunos metales de recubrirse, al principio del ataque por una capa delgadísima de su propio óxido, tan delgada que es de la magnitud de algunos átomos, que le protege de la posterior corrosión, es decir la capa de óxido es estable frente al electrolito. La pasivación requiere condiciones fuertemente oxidantes.

El mecanismo de la pasivación, no está perfectamente conocido, y su explicación es enormemente complicada.

Si la agresividad del medio, es muy alta, desaparece la capa de pasivado y ya no vuelve a regenerarse.

Una característica muy importante para la implantología, es que los metales con capacidad para pasivarse, transmiten esta propiedad a sus aleaciones.

3.-Factores que influyen en la corrosión.

- a) Agitación del electrolito, por que provoca una redistribución de los iones y las moléculas de oxígeno en el seno del líquido.
- b) Temperatura. Al aumentar ésta, aumenta la corrosión.
- c) Naturaleza de los productos de corrosión.
- d) Naturaleza del electrolito.
- e) Estructura de las aleaciones. Formación de pares galvánicos por la presencia de impurezas, etc...

4.- Distintas formas de corrosión.

a) Corrosión uniforme. Sólo se produce en metales puro o en aleaciones de una sola fase. Comienza en la superficie y va progresando hacia el interior del metal de forma uniforme y adelgazándole progresivamente. Este tipo de corrosión no se presenta nunca en los implantes.

b) Corrosión galvánica. Cuando dos metales forman un par galvánico.

c) Corrosión intraangular. Cuando se ponen en contacto dos metales distintos,

tornillos, alambres, placas, etc...(por engendrar zonas catódicas y anódicas).

d) Corrosión por erosión. Que suele presentarse en los implantes cuando existen

dos o más elementos con movimiento relativo entre ellos.

e) Tensocorrosión. Cuando aparecen grietas en la superficie del metal.

f) Corrosión fatiga. Cargas variables repetitivas o cíclicas a las que se suma el efecto de corrosión propia del electrólito.

4.3 TRATAMIENTO DE LOS METALES.

Estos pueden ser térmicos y mecánicos.

4.3.1 Tratamiento térmico.

a) Recocido. Tiene por objeto librar de deformaciones, mediante calentamiento, a una estructura distorsionada por el trabajo en frío.

Se realiza totalmente en estado sólido y el calentamiento va seguido normalmente de un enfriamiento lento, en el horno, a partir de la temperatura alcanzada, y se puede distinguir tres fases:

1.- Recuperación por calentamiento relativamente bajo, y se le llama también alivio de tensión.

2.- Recristalización, que para que se pueda producir, es necesario que haya sufrido un mínimo de deformación plástica (del 2% al 8%) a lo que se llama deformación crítica.

3.- Crecimiento del grano. Es una combinación de un proceso de nucleación y otro de crecimiento del grano.

Una nucleación rápida y crecimiento lento, darán lugar a un metal de grano fino. Una nucleación lenta y crecimiento rápido, producirán un metal de grano grueso.

El recocido hace que las variaciones, en las cualidades metálicas del material por la deformación plástica, desaparezcan, recuperando prácticamente el metal sus características originales.

b) Envejecimiento. Es un tratamiento térmico que mejora la resistencia y la dureza de una aleación no férrea. Consiste de un calentamiento seguido del envejecimiento propiamente dicho.

Por medio del calentamiento se consigue la sobresaturación del soluto en la disolución, que resulta ser la aleación.

Si a continuación se le enfría rápidamente (temple), la solución sólida sobresaturada, queda retenida a la temperatura ambiente. Esta solución en situación inestable tiende a precipitar el exceso de soluto y esta fase se conoce como envejecimiento.

c) Temple. Es el enfriamiento brusco de un material calentado previamente; podemos distinguir tres fases:

I.- Enfriamiento por baño a vapor, que es cuando el metal muy caliente se introduce en el líquido enfriador, que al contacto con el metal queda vaporizado y el vapor rodeado al metal (el vapor es mal conductor de calor) hace que la velocidad de enfriamiento sea pequeña.

II.- Enfriamiento por transporte de vapor. Cuando la temperatura del metal ha descendido algo, desaparece la película de vapor y el líquido se pone en contacto directo con el metal, originándose una violenta ebullición, siendo el enfriamiento más rápido.

III.- Enfriamiento por líquido. La temperatura del metal iguala a la del líquido en ebullición y el enfriamiento se hace por conducción y convección, la velocidad del enfriamiento es pequeña.

d) Revenido. Es el recalentado de un acero que después del temple suele quedar demasiado frágil, con el fin de eliminar las tensiones internas, aumentando la ductibilidad y tenacidad a costa de perder dureza y resistencia.

4.3.2 Tratamiento mecánico.

A su vez lo podemos subdividir en:

a) En caliente (forja). Consiste en calentar un metal a una temperatura superior a la de la cristalización, para someterlo a una deformación plástica por medio de martillo, prensa o laminado, dependiendo de si se quiere influir sobre la superficie, sobre el núcleo o sobre ambos.

b) En frío. Se trata de manejar en material en frío, proporcionándole acritud (es el fenómeno de elevación de la elasticidad de un metal deformándolo previamente). Al adquirir el metal la acritud, la capacidad de deformación plástica se reduce.

c) Tratamiento de superficie. Se efectúa con el fin de proteger a los materiales del desgaste y puede ser:

I.- Recubrimiento electrolítico. Se recubre la superficie del metal por electrodeposición de otro metal más duro, como por ejemplo el cromo (cromado) o el níquel (niquelado), y se puede realizar por:

A) Oxidación anódica. para formar una película de óxido metálico sobre la pieza tratada, que actúa como ánodo al paso de una corriente eléctrica, por la solución electrolítica que suele ser de aluminio o zinc.

B) Difusión. Que consiste en difundir en la capa superficial del metal tratado, algún elemento que aumente la resistencia al desgaste y según el elemento de que se trate se habla de : Cianuración, Nitruración, Carbonitruración, cromización y Siliciuración.

II.- Metalizado. Se rocía la pieza a tratar con el metal líquido pulverizado.

Las aleaciones más importantes empleadas en la metalización, son:

El acero inoxidable al cromo 402

El acero cromo-níquel 304

el bronce de hierro-aluminio

Molibdeno.

III.- Recargue con metal duro. Es la formación con recargue de soldadura sobre la superficie de los metales, de una capa dura resistente al desgaste, con soplete o arco eléctrico y permite proteger zonas muy localizadas.

IV.- Tratamiento selectivo. Es un endurecimiento que se consigue a la llama o corrientes inducidas alternas, calentando y tratando por temple la zona adecuada.

4.4 CONFORMACIÓN DE LOS METALES.

Los podemos clasificar de la siguiente manera:

a) Moldeo. Puede ser moldeado por:

1.- Molde de arena. Se vierte el material líquido en una cavidad de arena previamente tratada, teniendo en cuenta que el molde ha de ser mayor que el objeto a contener, para compensar la contracción por enfriamiento.

2.- Molde bivaldo. Dos mitades que se separan.

3.- Molde permanente. Suele ser de acero, en los que se vierte el metal fundido.

4.- Molde a presión. Introducir a presión el metal fundido. Introducir polvo prensado a 10 toneladas por centímetro cuadrado, siendo sus ventajas: la ausencia de poros, forma y dimensiones que no necesitan acabado y la obtención de puntos de fusión que no serían posibles con otros métodos en metales como: Tungsteno, Molibdeno y tantalio.

5.- Por centrifugación. Pero tiene como inconveniente que por las fuerzas de la gravedad se depositan de una manera desigual según su peso específico.

6.- Moldes de yeso.

7.- Evacuación de positivos de cera. Que es el más usado en estomatología e implantología.

b) Acabado.

Sea cual fuere el tratamiento dado al metal o aleación para conseguir, el implante, cuyo diseño hemos confeccionado y una vez formada la pieza, tenemos que seguir la operaciones de acabado, que suelen ser:

1.- Tratamiento al vapor. para eliminar las impurezas que pueden haber quedado en la superficie.

2.- Pulido de superficie que puede realizarse por:

a) Por medio de instrumentos rotativos con esmeriles, gomas o fieltros.

b) Eléctricos. Sumergiendo el implante en una solución electrolítica, se le somete a la acción de una campo eléctrico, que por la diferencia de potencial, limpia las impurezas y partículas de superficie.

c) Pasivación. Es decir producir una finísima capa de óxido para protegerlo de una ulterior corrosión (disolución acuosa de ácido nítrico).

d) Examen superficial de la pieza, a la luz ultravioleta, para detectar posibles defectos (si se puede, hacerlo por rayos X).

e) Limpieza de la superficie por medio de ultrasonidos en tres baños: Tricloroetileno, en líquido hirviendo, en líquido frío y en vapor.

4.5 PROCESO DE FABRICACIÓN DE LOS IMPLANTES METÁLICOS.

Los implantes metálicos pueden fabricarse de diferentes modos, siendo los más usados:

a) Colados. Por el procedimiento de la cera perdida.

b) Mecanizado. Como son los tornillos, por torneado, mecanizado de la rosca, rectificadores y prensadores, desengrase y pulido mecánico para eliminar rebabas y a continuación un suave recocido para eliminar las tensiones internas producidas por la mecanización. Electropulido y pasivado.

c) Estampado.

d) Forjado.

4.6 MATERIALES METÁLICOS USADOS EN LA IMPLANTOLOGÍA.

4.6.1 Aceros inoxidable.

Aceros austeníticos. Son al Cromo-Níquel y al Cromo-Níquel-Manganeso. No son magnéticos. Pueden trabajarse en frío y muy bien calientes, endureciendo rápidamente. Son muy resistentes mecánicamente y frente a la corrosión. Se emplean en implantología.

Pueden subdividirse según lleven o no Molibdeno que les da más ductilidad sin perder resistencia.

Para evitar la corrosión intercrystalina, el acero inoxidable para implantes o el utilizado en cirugía, debe llevar un contenido de Carbono inferior al 0,08%.

4.6.2 Titanio.

El titanio es un elemento puro con un número atómico de 22 y un peso atómico de 47,9. es el cuarto elemento metálico más abundante en la tierra, después del aluminio, el hierro y el magnesio.

La tolerancia del titanio puro a sido demostrada desde 1951 por Leventhal y después por Beder y Cols. primero en el perro y luego en el hombre.

El titanio no es esencial para la vida., Esta presente en el organismo a un nivel medio de 0,2 ppm. No se ha descrito ninguna reacción tóxica al titanio, ni siquiera en grandes concentraciones. Tampoco se ha comunicado ninguna acción cancerígena experimental o clínica.

El titanio es un material altamente reactivo e inestable en relación con su óxido. Esta inestabilidad explica su elevada resistencia a los ataque por los medios líquidos, pues es pasivo debido a una fina capa adherente de óxido con efecto protector. Gracias a esta pasividad, el titanio presenta la mayor resistencia a la corrosión de todos los metales.

El titanio y sus aleaciones poseen propiedades mecánicas que los hacen materiales implantarios ideales.

El titanio y sus aleaciones se oxidan instantáneamente en el aire. El óxido de la superficie es extremadamente estable en el conjunto fisiológico del cuerpo. La estabilidad y la inercia de la capa el óxido ayudan a proteger el titanio del ataque por corrosión cuando de implanta en el cuerpo.

4.6.3 Materiales cerámicos.

Son aquellos sólidos vítreos o cristalino, generalmente frágiles, en cuya composición intervienen en gran cantidad materiales inorgánicos, no metálicos.

Pueden estar compuestos por iones normalmente presentes en medios biológicos (calcio, potasio, magnesio, sodio, etc.) y por otros iones poco o nada tóxicos frente al organismo (aluminio, titanio, etc.,) y por lo tanto aunque exista una degradación de la cerámica a largo plazo, sería fácilmente neutralizada y controlada por los mecanismos fisiológicos de regulación.

Los elementos cerámicos, sufren con el tiempo una reabsorción como pasa con el Calcio-Fosfato y el Calcio-Aliminato.

4.6.4 Hidroxiapatita.

La hidroxiapatita esta compuesta principalmente de sales de calcio y fosfato. Es obtenida por medios químicos para su sintetización en el uso de la implantología.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

Se puede obtener por medios naturales mediante el tratamiento de coral. El esqueleto carbonico del coral se transforma en compuesto en compuesto fosfatico.

La hidroxiapatita la encontramos como sustituto de hueso en una cirugía preprotésica o como revestimiento en los implantes dentales. La hidroxiapatita es un gran suceso en el sistema de implantes debido a su gran aceptación y biocompatibilidad del hueso con esta.

4.5 DISEÑO DE IMPLANTE.

Existen diferentes diseños de implantes: tornillo, cilíndrico, hojas u otros que pueden tener una influencia sobre la oseointegración y su permanencia en el tiempo. En presencia de un espacio hueso-implante muy ancho, Albreksson (1985) a determinado que el control de la cicatrización es mediocre, ya que las células mesenquimatosas indiferenciadas se diferencian hacia una vía fibroblástica más que osteoblástica. En cambio, el contacto íntimo entre el hueso y el implante inmediatamente después de la cirugía, parece favorecer la cicatrización ósea. La preparación del lugar óseo receptor, al estar relacionado directamente con la forma del implante, y la ausencia de una instrumentación calibrada hacen rechazar algunos implantes. Así, en los implantes en forma de hoja, aunque el taladrado inicial se efectúe con la ayuda de una fresa de rueda, la terminación del surco no puede hacerse más que a mano, lo que no garantiza el contacto íntimo hueso-implante. La ausencia de instrumentos de taladrados calibrados explica que la colocación de un implante de hoja no pueda hacerse

más que después de uno a varios ensayos en el curso de los cuales el implante es presentado, después retirado y enjuagado, más o menos correctamente con suero fisiológico o agua destilada estéril, alterando así gravemente la capa de óxido de titanio y la posibilidad de integrar los iones como calcio y fósforo. Además, la irregularidad del lugar óseo receptor induce zonas donde el espacio hueso-implante es muy ancho y otras con una compresión excesiva de las células óseas, perturbando en ambos casos la cicatrización ósea. Por este motivo, los implantes en forma de hoja se han sustituido actualmente por los implantes cilíndricos, roscados o impactados que disponen de una instrumentación exactamente calibrada que garantiza un contacto íntimo entre el implante y el hueso, inmediatamente después de la cirugía.

Los diseños de los implantes más usados hoy en día son los tornillos, siendo los más antiguos los de Branemark y los cilíndricos; entre estos últimos, el más antiguo es el implante IMZ. No existen estudios comparativos entre estas dos formas de implantes, ya que cada escuela preconiza su propio sistema con exclusión de los demás. El estudio después de 5 años de 940 implantes de los tres sistemas principales, dos tornillos: Branemark (fig. 1) y Astra (fig. 2) , y uno cilíndrico IMZ (fig. 3), utilizados indiferentemente en el maxilar o en la mandíbula, ha mostrado un porcentaje variable de respuesta según el lugar. Los criterios de respuesta publicados son los de Albrektsson (1986); los estudios finalizaron en diciembre de 1989 (fig. 4).

Estos resultados coinciden con los de otros estudios en curso, particularmente con el publicado en Los Ángeles por Moy y cols., que muestra igualmente una tasa de éxitos superior para los tornillos en la mandíbula y para los cilindros en

el maxilar, lo que explica la aparición de cilindros en los catálogos de los principales fabricantes de implantes. De acuerdo con el estado actual de nuestros conocimientos, parece, pues, preferible utilizar:

- Implantes de tornillo en la mandíbula.
- Implantes cilíndricos en la maxilar superior.



Fig. 1. Implante Branemark, en forma de tornillo

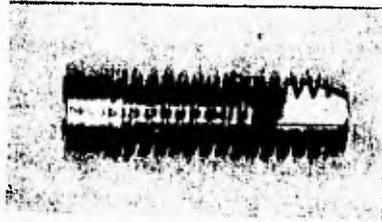


Figura 2 Implante Astra, en forma de torillo.

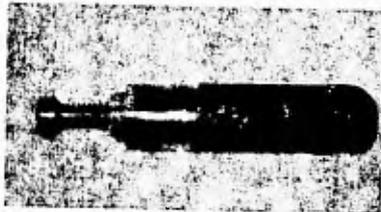
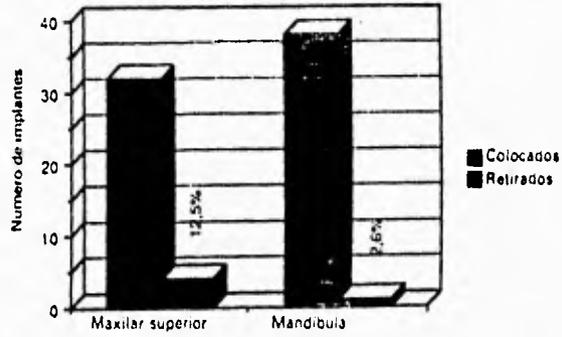


Figura 3 Implante IMZ, de forma cilíndrica.

Brånemark, enero de 1987 a diciembre de 1989



Astra, junio de 1987 a diciembre de 1989

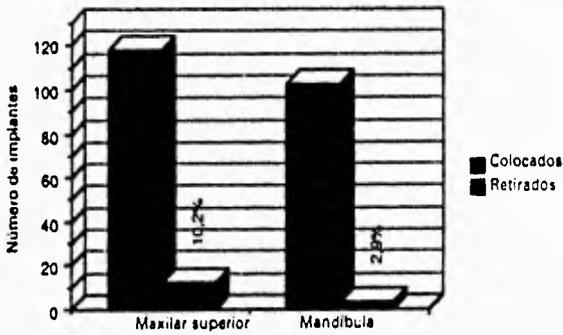
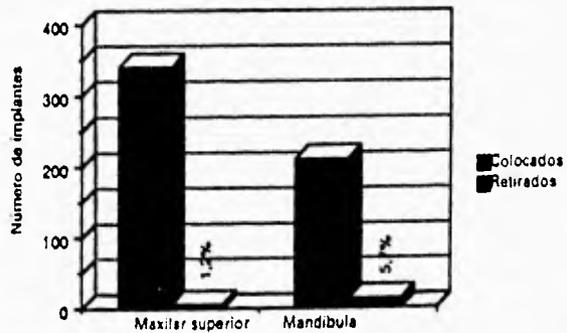


Fig. 4 . El estudio comparativo de los resultados muestra que el índice de fracaso de los tornillos en el maxilar superior es del 12 %, frente a un 2 % de los cilindros mientras que en la mandíbula los tornillos muestran una tasa de fracaso del 2,8 % frente a un 6 % para los cilindros.

IMZ, diciembre de 1985 a diciembre de 1989



CONCLUSIÓN.

La implantología oral a evolucionado extraordinariamente, gracias a la cual hoy se pueden reemplazar piezas dentarias perdidas con un alto grado de éxito en la función y estética.

Este avance ha permitido el desarrollo de un gran número de diseños de implantes, pero que gracias a un estudio comparativo se ha seleccionado dos tipos de implantes que actualmente son los más aceptados en el tejido óseo y que son: para la mandíbula los tornillos y para el maxilar los cilindros.

El concepto biológico de la oseointegración, permite al cirujano dentista asegurar la funcionalidad de la prótesis, pero el éxito se une a la cooperación del paciente y la revisión periódica del tratamiento.

No podemos separar los conocimientos que proporcionan tres áreas fundamentales para llevar a cabo un tratamiento con implantes, esto es la cirugía maxilofacial, la parodontia y la prótesis fija y removible, ya que aunadas cumplen los requisitos esenciales para el éxito del tratamiento.

BIBLIOGRAFÍA.

Albreksson, M.D. P.H.D.; The Branemark Osseointegrated Implants; Ed. Quintessence Books; Chicago, E.U. 1989; 1-83 p.

Babbush, Charles A. Implantes Dentales. 1^{ra} edición en español. Ed. Interamericana Mc Graw - Hill. México, 1994; 334 p.

Borrel, Rivas Antonio; Práctica de la Implantología; 3^a Edición; Ed. Sabadell; Barcelona, 1990; 334 p.

Chercheve, Raphaël; Implantes Odontológicos; 5^{ta} edición; Editorial Médica Panamericana; Buenos Aires, 1985; 22-66 p.

Haruyuki, Kawahara; Oral Implantology and Biomaterials; Ed. Elsevier; Osaka, Japan 1988; 346 p

Fagan, Maurice Jr.; et al; Implant Prosthodontics; Primera edición en español; Ed. Year Book Medical; St. Louis, E.U. 1990; 336 p.

Rateitschak, Klaus and F. Wold Herbert; Implantology; Ed., Triemer; N.Y. E.U. 1995; 290 p.

Bert, Marc; Implantes Óseointegrados; 3^a edición; Ed. Masson S.A.; Barcelona 1994; 1-56 p.

Mc Kinney, Ralph Jr.; Endosteal Dental Implants; Ed. Mosby Year Book;
St Louis, E.U. 1991; 1-32 p.

Ritacco, Araldo angel y Ritacco, Roberto Cesar; Implantes Endodónticos
Intraóseos; Editorial Mundi S.A.I.C. y F.; Barcelona 1985; 1-45 p.

Rosmussen, A. Richard; Sistema Branemark de Reconstrucción Oral;
Editorial Publicaciones Médicas Expaxs; Barcelona 1992; 1-53 p.

Beumer, Jhonn y Steven, G. Lewis; The Branemark Implant System;
Editorial Ishiyaky Euroamérica Inc Publissers; St. Louis 1991; 250 p.