

45  
24.



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA  
DE MEXICO  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

---

NOCIONES  
DE  
IMPLANTODONTOLOGIA

*45 So.*  
*Manuel Velasco Cruz*

T E S I S  
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:  
CIRUJANO DENTISTA  
PRESENTAN  
BALLESTEROS FLORES JOAQUIN  
ORTIZ VELAZQUEZ LUIS I.  
VARGAS CERON ABEL

ENERO 1988



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 está 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.

## I N D I C E

### I INTRODUCCION

Reseña Histórica 1.

### II CONSIDERACIONES GENERALES

Definición 5. Objetivos 6. Elementos de éxito 6. Elementos de fracaso 7. Clasificaciones 8.

### III DISEÑOS

Implantes Intraóseos 10. Implantes Subperióísticos o -  
Yuxtaóseos 14. Implantes Intradentarios 15.

### IV MATERIALES Y BIOCOMPATIBILIDAD

Importancia de la Salud Colágena 17. Reacción Tisular a los Biomateriales Implantados 26. La Flora Microbiana Subgingival Asociada con los Implantes Dentarios Humanos 33. Implantes e Infección Focal 36. La Respuesta Biológica al Implante Dentario Endóseo del Cristal Zafiro 41. Efecto de los Procedimientos de Curado Rápido en Implantes Poliméricos 45. Fuerza y Biocompatibilidad del Compuesto de Sílice-Polimetacrilato 47. Synthograhf 60. Cerámica y Carbón Vítreo - 62. Respuesta de los Tejidos Blandos a los Implantes Endóseos de Titanio 67. Corrosión y Metalosis 77.

**V CONSIDERACIONES PROSTODONTICAS**

**Principios Biomecánicos 97. Estructura Unica para Arcos con Escaso Hueso 99.**

**VI CASOS CLINICOS**

**Filosoffa de un Nuevo Implante 104. Implantes Intra-Óseos Cerámicos 108. Experimento para Evaluación Histológica de un Implante de Hoja Simple y Hueso Circundante 120. Implantes de Carbón Vítreo: Estudio de - Cinco Años en Babuinos 126.**

**VII CONCLUSIONES 131.**

**VIII BIBLIOGRAFIA 133.**

## **I N T R O D U C C I O N**

## INTRODUCCION

La historia de los implantes prostodónticos data desde la concepción de la propia Odontología.

El primer metal que fue introducido al organismo fue el alambre de hierro, y que al no dar el resultado esperado - obligó a los investigadores a experimentar con otro tipo de metales. La mayor parte de ellos fallaron a causa de la falta de metales adecuados, métodos antisépticos inadecuados, - lo cual trafa como consecuencia una incompatibilidad entre - el tejido y el metal del implante; fue hasta 1895 cuando Lane por medio de su técnica sin contacto manual prevenía la - contaminación del metal.

En 1829 Le Vert después de experimentar en perros llegó a la conclusión de que el platino era el más inerte de los - metales. Sin embargo, Lister en 1883 usó alambre de plata - para suturas quirúrgicas. Y en 1909 Lambtte hizo experimentos con metal de aluminio, plata y cobre, encontrando a estos demasiado maleables y así retornó al uso de tornillos de acero y placas de magnesio.

En 1934 Ciarrold insertó todos los tipos de metales usa dos en ese tiempo en animales de laboratorio y encontró que los más tolerados eran el oro, plata, plomo y aluminio.

En 1937, Venable, Struck y Beach, después de un intenso estudio sobre incrustaciones metálicas, encontraron que la mayoría de los metales, cuando entraron en contacto con los fluidos corporales, sufrían una reacción electrofítica, causada por una parte, por la excesiva y anormal proliferación de tejidos blandos y por otra parte la inhibición de neoformación ósea. Junto con esto una reacción de tipo inmunológico se presentaba.

El metal recomendado por estos investigadores fue el vitalio, una aleación de cromo, cobalto y molibdeno, más tarde el ticonio que es una aleación de níquel, cromo y también se mostró no reactivo electrofíticamente.

En 1948 Fink y Sintk recomendaron el acero tipo 302 para su uso en fracturas y también se aprobó el uso del vitalio.

Al principio los implantes dentales se hicieron de metales variados, incluían al alambre de platino, iridio, oro, magliolo, platino cubierto de plomo: Harrys (1887), plomo: Berry (1883), plata: Payno (1901), los cuales fracasaron por infección e invaginación del epitelio. Sin embargo, los implantes actuales son todos ellos fabricados con vitalio, titanio y tantalio (metales usados también en ortopedia). Estos tres metales son los más inertes salvo el hierro, zirco-

nio y el neutrolio.

Aunque los dientes implantados, en forma de tornillo no causaban acción galvánica y el metal no servía para un fin útil a causa de la construcción fisiológica del diente.

Otros colocaron tornillos. Weigele (1928) wipla; Abel (1934) cromo; cobalto, Rappaport y Cubit (1949) el resultado mejoró.

Posteriormente se aplicaron implantes en forma de canasta, Groenfield (1913), Muller (1937), McCall (1946); que dificultaban mucho tiempo y en forma permanente la invaginación del epitelio al formarse las trabéculas óseas entre la malla metálica; con el mismo propósito, Benaiw (1960) coloca tubos perforados, Formiggini (1947) y Chachov (1955) idean - espirales que son las más utilizadas actualmente; se ha investigado muy poco sobre los cambios que ocurren en el hueso a continuación de la implantación dental.

No Metálicos.

Los plásticos han sido usados en implantes dentales y a pesar de que no siempre han tenido éxito, la resistencia a la corrosión no ha sido una de sus propiedades y la causa de movilidad son el fracaso.



En 1949 los implantes de acrílico han sido usados por Rossi, en 1950 por Railland, en 1953 por Flohr, en 1956 por Waerhang y Zandor, en 1958 por Iwaschenco y en 1957 por Shevick.

Experimentos con implantes de polietileno en 1968, Fitzpatrick investigó en los hules de silicón, teflón y metilmetacrilato, insertando implantes en ratas de laboratorio.

En 1978, Homsey demostró al carbón vítreo como uno de los materiales actuales más compatibles biológicamente. También Bensen en 1971 y Lee en 1969; estudios histológicos en animales y humanos han demostrado que el carbón vítreo provoca reacción mínima a los tejidos del huésped, y que no aparecen signos de inflamación a largo plazo.

## CONSIDERACIONES GENERALES

## DEFINICION Y CLASIFICACIONES

Para hablar de los implantes odontológicos, debemos comenzar por definir lo que es un implante.

Aunque, hasta la fecha no hay una definición reconocida de lo que es un implante odontológico, podemos definirlo de la siguiente forma:

**Implante.**- Término empleado para referirse a la inserción o injerto de un material intrínseco o extrínseco en los tejidos de un huésped o receptor.

**Implante Odontológico.**- Es la inserción de material inorgánico o biológico en los maxilares con las características apropiadas para su aceptación y con el fin de devolver las funciones de soporte, para la colocación posterior de una restauración prostodóntica.

Los pioneros en la implantología, admiten que aprendieron mucho de su trayectoria basándose en sus errores. De los que dedujeron que los implantes requieren excelencia en dos áreas principales, la quirúrgica y la prostodóntica. Por lo que la cooperación de equipo entre ambas es esencial. Ya que los implantes son usados para agregar soporte a una prostodoncia y para contrarrestar el arco de deflexión de la mis

ma.

La colocación de un implante, es una decisión que se debe tomar entre el paciente y el odontólogo (quién debe informar al paciente de la posibilidad de éxito del tratamiento y sus ventajas y desventajas).

Los objetivos de un implante son:

- 1.- Mejorar la salud oral,
- 2.- Restaurar la función, por medio de ayudar a la colocación de una protodoncia,
- 3.- No producir:
  - a) Disestesia,
  - b) Dolor,
  - c) Infección,
  - d) Resorción ósea,
  - e) Toxicidad,
  - f) Corrosión,
  - g) No adherencia por las células vivas,
  - h) Problemas psicológicos relacionados al implante.

Elementos de éxito:

- 1.- Biocompatibilidad de los materiales,
- 2.- Principios biomecánicos (los mismos que para una próte-

sis sin implante),

3.- Condiciones tisulares adecuadas:

- a) Tejido circundante suficiente unido al periostio,
- b) Fibras no resilientes.

Elementos de fracaso:

1.- El principal es al no adherirse la encfa al material del implante y haber penetración de la barrera epitelial - por una carga microbiana ambiental, lo que conduce inevitablemente a la infección y por lo tanto al fracaso.

2.- Selección inadecuada de:

- a) Diagnóstico,
- b) Pronóstico,
- c) Plan de tratamiento,
- d) Material,
- e) Diseño.

Otros puntos importantes son:

- 1.- Longevidad del paciente (por el alto costo del tratamiento),
- 2.- Saber si el implante es proporcionable al paciente,
- 3.- ¿Qué tanto se garantiza el éxito?,
- 4.- Variabilidad de la respuesta humana de paciente a paciente:

- a) Resistencia a la infección,
- b) Susceptibilidad a la resorción ósea,
- c) Capacidad psicológica.

#### Clasificación.

Los implantes se pueden clasificar en base a tres parámetros:

1.- De acuerdo a su facultad de proporcionar soporte, los implantes se han clasificado de la siguiente manera:

- a) Subperiósticos.- Son aquellos que se colocan sobre la cortical ósea,
- b) Endóseos.- Son los que se colocan en el interior del hueso cortical, obteniendo soporte de manera análoga a la raíz de los dientes naturales,
- c) Intradentarios.- Son los situados en el interior de un diente natural, ya sea siguiendo el trayecto del conducto radicular o no.

2.- De acuerdo a los materiales de elaboración:

- a) Titanio,
- b) Cristal Zafiro,
- c) Polimetil-Metacrilato,
- d) Carbón Vítreo,
- e) Cerámica,

- f) Carbón con revestimiento de cerámica,
- g) Cr-Co,
- h) Cr-Co-Mo,
- i) Tantalio,
- j) Vitalio.

3.- De acuerdo a su diseño:

- a) Hoja o Navaja,
- b) Tornillo,
- c) Silla de Montar.

Aunque existe una variedad más amplia de diseños, estos sólo son modificaciones de los ya mencionados.

**DISEÑOS**



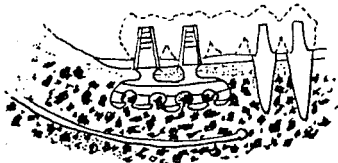
## DISEÑOS

### A.- Implantes Intraóseos:

Son aquellos que se colocan en los maxilares atravesando el epitelio, tejido conectivo, periostio y cortical ósea, hasta penetrar el tejido óseo esponjoso. La variedad de implantes de este tipo, son los siguientes:

a) Implantes laminares o navajas endóseas.- Son delgadas láminas filosas en uno de sus extremos y con uno o dos muñones en el borde opuesto que es el que emerge a la cavidad oral para constituir los pilares de la futura prótesis.

En los últimos años éste ha sido el diseño más utilizado, ya que tiene la ventaja de que se puede colocar en cualquiera de los bordes desdentados. También se pueden emplear como postes totales de soporte para arcos desdentados totales.



b) Agujas.- Son estructuras aplicadas directamente en el interior del hueso esponjoso. El material con que se les fabrica es el tantalio y tienen un diámetro de 1.2 mm.

Por lo general se colocan en cada caso tres agujas a manera de trípode y en la parte que emerge hacia la cavidad oral se inserta una cápsula de teflón, equivalente al muñón coronario.

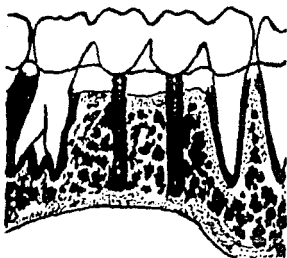


c) Pivote o espiga.- A estos implantes se les dá la forma de las raíces dentarias. Se implantan en alvéolos frescos o creados quirúrgicamente.

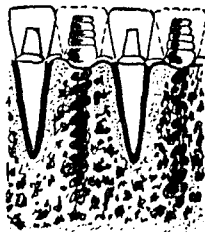
Los materiales que han sido utilizados para la confección de este tipo de implantes son el oro, el platino cubierto con plomo, el plomo, el platino, la plata, la porcelana y el acrílico.



d) Tornillo.- Son implantes que antiguamente se realizaban con cromo-cobalto, pero posteriormente este material fue reemplazado por porcelana con alúmina.



e) Espirales.- Estos han sido realizados con acero inoxidable y tantalio, pero, últimamente se elaboraron de cromo-cobalto-molibdeno.



f) Canastas.- Este tipo de implantes tiene la finalidad de que el tejido conectivo que rodee al metal y las trabéculas óseas que se forman entre sus mallas dificulten la expulsión del implante por el epitelio.

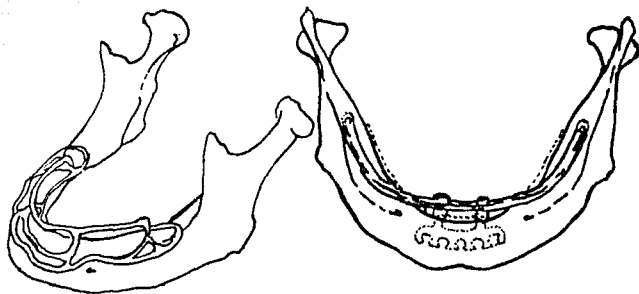


## B.- Implantes Subperióísticos o Yuxtaóseos:

Consisten en una infraestructura metálica, por lo general de vitalio, en forma de rejilla, que se coloca sobre el hueso compacto por debajo del periostio, de la cual emergen muñones hacia la cavidad oral que sirven de anclaje a una prótesis fija o removible.

Una variante de este tipo de implante es el IMPLANTE EN DOSEO ORAL RAMA (O.I.H.S.), el cual se utiliza principalmente en pacientes con severa atrofia mandibular, esencialmente cuando muestran un estado de completa reabsorción en donde el canal alveolar inferior queda expuesto en el borde alveolar crestal.

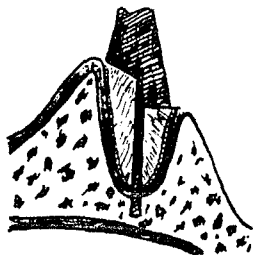
En estos implantes se coloca además un implante de naveja entre los agujeros mentonianos.



### C.- Implantes Intradentarios:

Este tipo de implante puede tener las dos variedades siguientes:

a) Implantes Endodónticos.- Consisten en la colocación de pernos de cromo-cobalto-molibdeno (vitalio quirúrgico) a través del conducto radicular del diente hasta llegar e implantarse en pleno tejido óseo esponjoso. Estos a su vez pueden ser implantes simples, los que son colocados en dientes con coronas sanas o restos de coronas aún útiles; o implantes-muñones, que sirven para reforzar restos radiculares y al mismo tiempo reconstruir un muñón coronario capaz de servir de anclaje a una restauración superficial total.



b) Implantes Trasodónticos.- Son aquellos que atraviesan el diente por el sitio de mayor conveniencia, sin tener en cuenta al conducto radicular cuando así lo exigen razones

anatómicas.



**MATERIALES Y  
BIOCOMPATIBILIDAD**



## IMPORTANCIA DE LA SALUD COLAGENA

Como en todas las áreas de la Odontología, la Implantodontología (I) lleva una estrecha relación con la Estomatología, la cual cumple con tres factores principales:

1.- Diagnóstico del estado de salud de los tejidos donde irán los implantes,

2.- En caso de enfermedad paradontal, ver la relación con la I y saber si la misma contraindica o no el implante,

3.- Diagnóstico de la salud del tejido conjuntivo. Ya que la Estomatología estudia el estado de salud del parodonto, cumple el papel de:

a) Diagnostica el estado de salud bucal;

b) En caso de enfermedad ósea o de mucosa, relaciona la enfermedad con la I para ver si la misma contraindica o no el implante;

c) Ve el grado de salud del tejido conjuntivo.

Para el diagnóstico de la salud del tejido conjuntivo, la I se basa en un trípode:

1.- Biología;

2.- Fisiología;

3.- Biomecánica.

Bajo el punto de vista biológico y fisiológico, el pseudoperiodonto desempeña un papel preponderante, ya que gracias a él, el tejido óseo reacciona favorablemente por recibir las fuerzas amortiguadas y perpendiculares, y a la infraestructura la favorece por mantenerla firme en su posición.

El principio biomecánico se cumple cuando los elementos constituyentes de la estructura (ligamento dentario) se hallan en condiciones bioestáticas, es decir, cuando las fuerzas generadas transmitidas o soportadas por cada una de ellas, se encuentran dentro del implante que normalmente pueda estimular, o por lo menos, ser absorbidas por el tejido óseo.

Si la armonía estructural alvéolo-ligamento-cemento se altera en cualquiera de los elementos que la constituyen, se pierde dicho equilibrio, traducido en reabsorción alveolar, inflamación, infección, entrando en un círculo vicioso. En los implantes intraóseos, el hueso se regenera hasta medio milímetro aproximadamente del implante, dejando un espacio que es ocupado por tejido conjuntivo.

El tejido conjuntivo que envuelve a nuestros implantes tiene propiedades de elasticidad y compactación para actuar como un amortiguador de las presiones estáticas y dinámicas corporales; las cuales se cumplirán con las condiciones fi-

siológicas de elasticidad que depende de la sustancia fundamental y la compactación o rigidez de las fibras colágenas; ya que éstas fibras son eminentemente mecánicas, tienen enorme resistencia a la tracción, pero a la torsión y presión se presentan sumamente débiles. Actúan como tensores que impiden la compresión en la zona apical y caras opuestas a la -  
raíz.

Para que la sustancia fundamental del tejido conjuntivo cumpla con la función de elasticidad tiene que estar en estado de gel-elasticidad; este estado depende del gel de los mucopolisacáridos-proteína en base a su propiedad poliamniótica, lo que a su vez está en relación con el condroitinsulfato-proteína (el que está compuesto por polisacáridos y un componente protéico). La importancia que le damos a los mucopolisacáridos (glicosaminoglicanos) en el tejido conjuntivo, se basa en que participan en la estructuración interna de la sustancia fundamental uniendo las fibras entre sí, para constituir el haz de fibras colágenas y a través de esta condición y de recubrir la periferia de las fibras, actúan como estabilizadores de la estructura del sistema fibrilar.

Cuando la cincha de nuestros implantes empieza a perder sus cualidades mecánicas de elasticidad y resistencia, el organismo puede hacer su primera advertencia manifestando dolor, siguiendo con hallazgos en hueso de osteocondensación -

al no superar el umbral de resistencia y cuando lo supera, - osteofibrosis o reabsorción.

Esta disminución de cualidad mecánica amortiguadora es debido al empobrecimiento de la sustancia fundamental en con droitinsulfato, tanto cualitativa como cuantitativamente, - produciendo la pérdida de la matriz circulante de las fibras colágenas, desencadenando el deterioro posterior de dichas - fibras.

Esta no es la única causa que puede llevar al pseudoperiodonto a su falta o debilitamiento de función. Otro concepto nace del problema de causas predisponentes ocasionales y determinantes:

CAUSA = FALTA O DEBILITAMIENTO FUNCIO-  
PREDISPOSICION ORGANICA = NAL DEL PSEUDOPERIODONTO

Otra causa la aclara la Ley de Roux: "Debe distinguirse en la vida de todas las partes dos períodos:

- a) Embrionario: durante el cual las partes se desarrollan, diferencian y crecen.
- b) Evolución: durante el cual el desarrollo puede producirse solamente bajo la influencia del estímulo".

Esta Ley se aplica a la biomecánica del tejido conjuntivo. Cuando colocamos nuestros implantes el pseudoperiodonto

tiene un proceso de formación, desarrollo, diferenciación y crecimiento; posteriormente ese tejido necesita una maduración o desarrollo funcional para poder cumplir con una función, para lo cual siempre necesita de un estímulo, cumpliendo el segundo punto de la Ley de Roux. Si la falta de uso sucede durante el período de crecimiento, habrá cambios permanentes en tamaño y forma en el hueso afectado.

El restablecimiento del uso, no provocará suficiente aumento del crecimiento para compensar la pérdida que se ha producido durante el período de desarrollo. De lo cual vemos que dos factores pueden interferir en la obtención de un estado anatómo-fisiológico del tejido conjuntivo:

1.- Disfunción de esa parte durante el período de desarrollo hasta que alcance su conformación definitiva.

2.- Falta de función para el mantenimiento de una forma ción en condiciones de salud y resistencia a través de su función.

Si colocamos un implante debe tener un terreno favorable para su desarrollo, diferenciación y crecimiento. Y luego de colocado ese implante debe estar en función, nunca debe estar en estado de inoclusión, porque si no, no se producirá el desarrollo por estímulo.

Otro concepto que confirma la importancia de la biomecánica es el de:

Mackenzie: "El hueso es dominado por la función muscular, de ahí que con la desaparición, también desaparece el hueso. Esto hace deducir que una estructura alveolar débil, frágil, es el resultado de un estímulo insuficiente del periodonto afectado por la atrofia por desuso".

Se hará mención de un tipo de tratamiento que ocasiona trastornos a nivel conjuntivo.

Radiación.

En especial la radioterapia, el radium y los radioisótopos son utilizados constantemente en el tratamiento de los cánceres de la mucosa bucal. Esta terapéutica deja como secuela lesiones en los tejidos blandos y duros de la boca; entonces utilizamos el interrogatorio para valorar si el paciente puede o no ser receptor de implante. Para llegar a esta conclusión detallaremos brevemente las alteraciones que se encuentran y las secuelas que quedan por ese tratamiento.

Las alteraciones pueden ser clasificadas en inmediatas y tardías, reversibles o irreversibles; y el grado de estas lesiones está en relación directa con la intensidad de la do

sis, con la dilución de dicha dosis en el tiempo que dura el tratamiento, y con el volumen del campo de irradiación utilizado. Cuanto mayor es la dosis, menor el tiempo y mayor la superficie de radiación, tanto mayor será la manifestación del daño radiante.

La ionización (fenómeno físico producido por el rayo incidente), produce alteraciones físico-químicas en las células: desequilibrio iónico a nivel de la membrana basal, formación de agua a nivel protoplasmático, etc. Estas alteraciones que se traducen después en un período de latencia, - las denominamos procesos biológicos.

Esto al microscopio se manifiesta por modificaciones celulares como: vacuolización; deformación de la cromatina nuclear; alteraciones del proceso mitótico; etc. Estas modificaciones llevan a la muerte celular, la que está acompañada por xerostomía y aumento de la flora bucal; por lo tanto, en primera instancia el medio es totalmente desfavorable para la implantodontología.

Las alteraciones reversibles en mucosa bucal son: eritema pigmentado, pero como muchas veces para que el acto terapéutico se cumpla, hay que usar dosis que producen una modificación histológica definitiva e irreversible representada por atrofia, telangiectasias, desecación y esclerosis; queda

entonces una cicatriz. Este daño irreversible no hay que confundirlo con un accidente de la irradiación, sino que es un daño legítimo de la terapéutica radiante.

Encontramos lesiones a nivel de las glándulas salivales, siendo que en las mayores histopatológicamente hallamos:

- a) Destrucción heterogénea glandular,
- b) Dilatación de los conductos glandulares,
- c) Fibrosis paraneumática que rodea los lóbulos de la glándula.

Esta histopatología nos aclara el por qué del endurecimiento glandular y xerostomía que la clínica nos diagnostica.

A nivel periodontal encontramos: gingivitis, atrofia periodontal, seguida de pérdida ósea, retracción gingival. Es específicamente sobre la encía: epitelitis.

En hueso: osteoradionecrosis, que en la actualidad es poco frecuente; hay necrosis del cuerpo de la rama o del ángulo mandibular, principalmente a causa de la obturación de los vasos nutricios.

Lo realmente importante para decir que en estas enferme



dades no se pueden colocar implantes, lo explica la histología de la radio-epitelitis crónica, en la cual se pueden comprobar diferentes grados de intensidad de lesiones que constituyen las radiodistrofias y las radionerosis.

**Radiodistrofias:** el tejido conectivo muestra fenómenos degenerativos hialinos de las fibras colágenas, las fibras elásticas desaparecen en sectores y el epitelio mucoso muestra fenómenos de queratinización con acantosis y tendencia atrófica de las crestas interpapilares. Las glándulas salivales desaparecen, y esto demuestra gran destrucción del tejido conjuntivo.

**Radionerosis o radiomucositis ulceradas:** se agregan a las radiomucositis distróficas y son lesiones vasculares con modificación endotelial que conducen a la isquemia y necrosis aguda. La reparación de estas ulceraciones está dificultada por la alteración funcional de los fibroblastos vecinos a la ulceración.

## REACCION TISULAR A LOS BIOMATERIALES IMPLANTADOS

Las propiedades físicas y químicas de la cerámica dental han llevado recientemente a los investigadores a considerar este material como un sustituto para el hueso y dientes, debido a que la cerámica puede subsistir en un estado de oxidación químicamente alto, y que ésta puede ser estable y altamente resistente a la degradación; además la cerámica es dura y con una firmeza elevada. Contrariamente, la cerámica es frágil y está sujeta a las fracturas.

El cristal zafiro es un nuevo material cerámico en el cual se ha vencido la fragilidad. Algunos estudios han mostrado que este material es biocompatible. La presente investigación compara las reacciones del tejido blando y duro al cristal zafiro con aquellas del titanio, cobalto-cromo-molibdeno (Co-Cr-Mo) en aleación y el polimetil-metacrilato (PMMA).

### Material y Métodos.

42 ratas Wistar (machos de 8 semanas de edad), fueron divididas en 7 grupos iguales, y les fueron implantados: el cristal zafiro en forma de muestras cilíndricas lisas, una aleación del Co-Cr-Mo, el titanio y el PMMA. Dos muestras fueron colocadas en los tejidos dorsales derechos y otras -

dos en los tejidos dorsales izquierdos. Los animales fueron anestesiados con pentobarbital sódico. Las muestras del - PMMA fueron sumergidas en agua por 24 horas para eliminar el monómero residual. Una pequeña incisión fue hecha en la - piel y el tejido subdérmico fue exhibido por medio de una di sección roma. Una muestra esterilizada fue insertada directamente en una bolsa y la herida fue cerrada con suturas de seda.

Los animales fueron sacrificados a los 3, 7, 14, 21, - 28, 42 y 84 días, en dicho tiempo la muestra implantada y la piel circundante y tejido conectivo fueron escisionados y fi jados en una solución de formol. Después de quitar las mues tras de material contenidas en el tejido, los bloques de te jido fueron seccionados transversalmente donde se encontraba la muestra de material implantado. Las secciones de tejido de 6 micras de grosor fueron teñidas con hematoxilina y eosi na y en el colorante tricromo de Masson.

Implantación en la Tibia.

60 ratas Wistar (machos con edades de 12 semanas) fueron divididas en tres grupos iguales, y fueron colocados cilindros de los mismos materiales de prueba de 1 X 5 mm. en - la tibia, dentro de una cavidad realizada con una fresa qui rúrgica bajo irrigación salina. La muestra fue insertada -

dentro de la cavidad y el tejido suprayacente fue cerrado - con suturas. Un implante fue colocado en cada animal.

Los animales fueron sacrificados a los 14, 28 y 84 días, y en ese tiempo la tibia que contenía el implante fue escisionada y fijada en formol. Después de la descalcificación la muestra del implante fue retirada, y el tejido de la tibia también fue seccionado transversalmente a través de su eje longitudinal. Las secciones de 6 micras de grosor fueron teñidas con hematoxilina y eosina.

#### Resultados.

Implantación cutánea.- A los 3 días fue observado tejido conectivo necrosado alrededor del implante correspondiente al cristal zafiro; adyacente a esta zona se encontró una ligera infiltración de células inflamatorias. Aunque reacciones tisulares similares fueron encontradas con los otros materiales, el PMMA mostró la mayor reacción tisular. A los 7 días, la zona necrótica no fue visible y la respuesta inflamatoria fue mínima alrededor del cristal zafiro.

La encapsulación por tejido conectivo fibroso fue evidente. La zona necrótica alrededor del titanio y del Co-Cr-Mo había desaparecido también; unas cuantas células inflamatorias permanecían, pero la encapsulación no fue evidente.

A los 7 días, el PMMA se encontraba circundado por un tejido inflamatorio de granulación denso; a los 14 días, la encapsulación fibrosa fue más evidente alrededor del zafiro, titanio y en la mezcla (aleación) de Co-Cr-Mo, pero no tan prominentes alrededor de los implantes de PMMA.

A los 42 días, la encapsulación fibrosa con colágeno se encontró presente alrededor de todos los tipos de material; a los 84 días, los materiales se encontraban completamente encapsulados por un tejido conectivo fibroso maduro y no tenía evidencia de proliferación activa. La cápsula fue menos gruesa alrededor de los implantes con el cristal zafiro; un engrosamiento capsular aumentado fue encontrado alrededor de los implantes de titanio y aleación de Co-Cr-Mo con el mayor engrosamiento capsular encontrado alrededor de los implantes de PMMA.

Ninguna célula gigante de cuerpo extraño fue observada alrededor de los materiales de prueba a través de todo el experimento.

Implantación en la Tibia.- A los 14 días, la nueva formación ósea fue observada alrededor de la muestra de cristal zafiro, titanio y de la aleación de Co-Cr-Mo, pero no se observó ninguna formación ósea alrededor de los implantes de PMMA.

A los 28 días, la nueva formación de hueso había aumentado alrededor del zafiro, titanio y de la aleación del Co-Cr-Mo. Alrededor de los implantes de PMMA, el hueso formado recientemente fue observado por primera vez en los 28 días.

A los 84 días, los implantes de zafiro, titanio y aleación de Co-Cr-Mo, estaban rodeados por hueso compacto con trabéculas densas. El hueso maduro fue también observado alrededor de los implantes con PMMA, pero no fue prominente alrededor de los otros materiales.

#### Discusión.

Las propiedades deseables de los biomateriales incluyen: biocompatibilidad, no-biodegradabilidad, funcionalidad, esterilizabilidad, disponibilidad y fácil fabricación. Cuando se examinó al cristal zafiro fue necesario comparar su comportamiento tisular relativo con otros materiales utilizados comúnmente. En este estudio el cristal zafiro mostró menos reacción tisular que el titanio y la aleación implantada de Co-Cr-Mo. La reacción tisular más prominente fue observada alrededor del PMMA implantado.

Aunque los factores responsables del comportamiento tisular no están completamente comprendidos, las explicaciones posibles incluyen a:

- 1) Propiedades físicas y químicas de los materiales,
- 2) Textura de la superficie de los materiales,
- 3) Trauma quirúrgico,
- 4) Contaminación de los materiales después de la cirugía.

Se realizaron esfuerzos para minimizar el daño tisular por causa de la cirugía y no se encontró ninguna contaminación microscópica ni clínicamente.

Las reacciones hacia el tejido blando y duro (hueso) indican que la biocompatibilidad del cristal zafiro se compara favorablemente con aquella de la aleación del Co-Cr-Mo y la del PMMA. Este hallazgo puede relacionarse con el hecho de que este material es:

- 1) Se encuentra en un estado de oxidación químicamente elevado,
- 2) No tóxico, ya que es químicamente inerte,
- 3) Más resistente a la corrosión,
- 4) Altamente adherente a las células vivas.

Además, la superficie del cristal zafiro, que es más lisa, no irrita los tejidos circundantes.

Los factores indeseables que acompañan al uso de los im

plantes metálicos son:

- 1) Corrosión,
- 2) Fatiga metálica,
- 3) Toxicidad,
- 4) Interferencia con la curación.

Se ha reportado que el titanio es resistente a la corrosión, con una reacción tolerable en el tejido blando, y que tiene baja toxicidad.

Características similares han sido reportadas para la aleación de Co-Cr-Mo. La implantación del PMMA es biocompatible, pero la implantación de sus polímeros puede ser carcinógena; de esta forma, el PMMA puede ser un material indeseable para la implantación a largo plazo.

Estos hallazgos sugieren que el cristal zafiro tiene una compatibilidad más favorable que aquellas del titanio, de la aleación de Co-Cr-Mo y PMMA.



LA FLORA MICROBIANA SUBGINGIVAL ASOCIADA CON LOS IMPLANTES  
DENTARIOS HUMANOS

En los años recientes la colonización microbiana sobre las diferentes superficies de la cavidad oral ha sido estudiada por los microbiólogos orales. Las poblaciones bacterianas han sido examinadas en la mucosa bucal, lengua, esmalte, superficies del cemento de las raíces de los dientes, coronas de resina, restauraciones prominentes con amalgama, superficies de las dentaduras.

Sin embargo, ninguno de los estudios ha implicado las superficies de los implantes dentarios, a pesar de su amplio uso sobre los 15 años pasados para la restitución de dientes.

Con los dientes naturales, la relación entre la enfermedad periodontal y la presencia de microorganismos periodontopáticos en la placa subgingival ha venido a ser ampliamente aceptada, en contraste, poco es conocido acerca de la naturaleza de las poblaciones bacterianas subgingivales que colonizan alrededor de los implantes dentarios y su relación con las condiciones del tejido peri-implante (tejido circundante al implante).

Esta investigación de la flora microbiana subgingival - asociada con 17 implantes dentarios protruidos con tejido - gingival fue hecha con el microscopio de fase.

13 sujetos (3 hombres y 10 mujeres) cuyas edades oscilaron entre los 34 a 77 años fueron seleccionados para el estudio. Los sujetos tenían 17 implantes protruidos por lo menos durante 6 meses; las muestras microbiológicas fueron coleccionadas de los 17 implantes. Después de remover cualquier placa supragingival detectable, una cureta (cucharilla) estéril fue introducida subgingivalmente para remover la placa intacta de la porción más apical de las hendiduras gingi-vales o bolsa gingival.

Las primeras 200 células microbianas que fueron encontradas en los campos microscópicos, las cuales fueron seleccionadas al azar, fueron clasificadas dentro de las siguientes categorías morfológicas: espiroquetas, bastones móviles, células cocoides, y otras células.

Sorprendentemente pequeñas cantidades visibles de placa y casi ningún cálculo fueron removidas de las superficies - subgingivales del implante. Bacterias no móviles compuestas en su mayoría de finos bastones filamentosos (bacilos) y cocos adherentes fueron observados sobre todos los implantes - examinados.

Las altas proporciones de células cocoides (64.2%) fueron características de los implantes relativamente sanos con bolsas estabilizadas, esto es, bolsas que han permanecido de 3-5 mm. de profundidad por 1 año o más. Por otro lado, disminuciones significantes en las proporciones de células cocoides fueron encontradas con una inflamación gingival mayor y con una bolsa más profunda alrededor de los implantes.

Las espiroquetas fueron observadas en 8 de los 17 implantes examinados; el aumento en el número de espiroquetas se asoció con un aumento en la inflamación gingival y en la profundidad de la bolsa sobre otros tipos de implantes.

De esta forma, se observó que en 14 implantes estabilizados y en condiciones relativamente sanas, se encontraban poblados en los sitios subgingivales por altas proporciones de células no móviles cocoides y un bajo número de espiroquetas, amibas y leucocitos de la hendidura gingival acumulados.

Estos hallazgos sugieren que los microorganismos que se encuentran alrededor de los implantes dentarios protruidos pueden ser similares a las poblaciones bacterianas encontradas alrededor del diente o dientes naturales.

## IMPLANTES E INFECCION FOCAL

A partir de las observaciones de Rush se introduce a la Odontología el concepto de infección focal originada en focos dentarios.

En general, se entiende como infección focal, a una infección endógena que tiene origen en un foco de infección - preexistente en el organismo y casi siempre latente.

Los parámetros para considerar a un cuadro patológico - determinado como meta-focal son:

- a) La tendencia al estado crónico,
- b) La tendencia a la recidiva separada por periodos de relativa restauración funcional,
- c) La atipia de algunos signos semiológicos,
- d) La inestabilidad del cuadro mórbido a la terapia que usualmente se presenta con un mecanismo específico de la enfermedad,
- e) La constante sucesión cronológica hasta la misma simultaneidad de los episodios de la enfermedad meta-focal con episodios flojísticos agudos y subagudos de evolución crónica disimulada a nivel de uno de esos órganos, asiento de focos.

La pregunta en cuestión es, si un implante, puede o no, ser la causa de una infección focal por ser un cuerpo extraño.

En la actualidad se sabe que esto no es así, ya que un implante está constituido por materia inorgánica, lo que difícilmente podrá dar este tipo de reacción, más fácilmente provocada por inflamaciones o infecciones de los ápices dentarios.

Una vez aceptado un implante, el tejido peri-implantario es aséptico, lo que ha sido demostrado mediante preparaciones histológicas. Lo anterior además se deduce del hecho de que si un implante no es tolerado, se procede a su extracción, dando reacciones inflamatorias agudas y no hay un lapso suficiente para originarse una infección focal de tipo crónico o subcrónico, como lo es un foco.

A continuación se presentan los resultados del examen de preparaciones histológicas practicadas por tres investigadores:

1.- Ferrón, Andres, obtiene los siguientes resultados:

a) El implante no ha provocado reacciones en los tejidos similares a las de un cuerpo extraño.

b) El epitelio no tiene tendencia de ahuecarse bastante como para envolver y exteriorizar el implante, y no presenta signos de lesión específica.

c) El tejido conjuntivo de sostén rodea las esporas y mantiene su función masticatoria normal, a pesar de tener una movilidad superior a la de un diente natural.

d) La disposición desordenada de las fibras deja suponer que su orientación no obedece a leyes biomecánicas.

Un examen histológico de estos tejidos, después de cinco años de realizados los implantes, muestran lo siguiente:

Los fragmentos están constituidos por hacesillos de tejido conjuntivo denso, entrelazados de mallas bastante apretadas que se cortan frecuentemente en planos perpendiculares. Es frecuente el campo de homogeneización hialina.

Entre las mallas se distinguen botones y campos de elementos histiocitarios simulando algunas veces un aspecto epitelial, en relación de las estrechas conexiones que mantienen recíprocamente.

Los caracteres citoplasmáticos y nucleares aseguran su naturaleza mesenquimática; frecuentes son además los aspectos francamente plasmocitarios. Concluyendo, se puede decir, que se observó un tejido de granulación, caracterizado por una fibropoyesis densa.

2.- Zepponi, después del examen de un caso particular, concluye que:

a) En el filamento metálico, no se determina a su alrededor ningún fenómeno de intolerancia en la medida donde él aparece rodeado de un tejido conjuntivo denso fibroso. La osificación a su alrededor se realiza sólo a una cierta distancia teniendo características de osificación metaplasmiática.

b) Se encuentran las mismas características de organización tisular que ante hilos metálicos para prótesis de la cirugía general y de la ortopedia.

c) El hueso neoformado se mantiene a una cierta distancia, constituyendo un elemento apto de ser tomado en consideración. El tejido conjuntivo interpuesto entre el hueso y el fragmento metálico, mientras asegura la fijación, permitiéndole un leve movimiento.

d) A pesar de haberse encontrado además procesos de flogosis crónica, abundantes infiltraciones de polimorfonucleares, neutrófilos y plasmocitos, puesto que en este estado parece no tener unión con el hilo metálico, se puede admitir con seguridad que esas infiltraciones flogísticas han sido provocadas por condiciones particulares, causadas principalmente por traumatismos producidos por la posición inclinada del implante, en relación a la prótesis dental.

3.- Bodine, tras el estudio del tejido circundante a un implante yuxtaóseo, llega a las siguientes conclusiones:

a) El epitelio no prolifera tan profundamente que encapsule a la endoestructura.

b) El tejido que rodea en su totalidad al implante, se modifica en un tejido de fibras comprimidas y planas y células planas y alargadas; siendo éste el típico tejido conjuntivo normal.

c) Alrededor del punto de penetración de los pilares se observa un tejido diferente al que existe normalmente en el cuello dentario. Este epitelio es delgado y con tendencia a proliferar, aunque muy lentamente, a lo largo del muñón. En este caso particular su progresión fue de dos o tres milímetros en más de doce años.

d) Las células inflamatorias encontradas en el tejido adyacente al espacio epitelial que rodea al muñón, son comparables a las encontradas alrededor del surco gingival de los dientes naturales.

De lo anterior se puede deducir que un implante difícilmente podrá ser el origen de un foco infeccioso, aunque nunca hay que descartarlo en el estudio integral de un paciente en quién se sospeche la presencia de una infección focal.



LA RESPUESTA BIOLÓGICA AL IMPLANTE DENTARIO ENDOSEAL DEL CRISTAL ZAFIRO: OBSERVACIONES DE LOS REGISTROS CON EL MICROSCOPIO ELECTRONICO

Todos los materiales utilizados para los implantes endosteales tienen una región en común: la interfase del biomaterial con la membrana mucosa oral a medida que éste pasa a través de los tejidos blandos desde la cripta ósea a la cavidad oral. Esta interfase del tejido blando es análoga a la unión dentogingival natural y es decisiva en la longevidad del implante.

El propósito es presentar las observaciones sobre la interfase comprendida entre el tejido blando y el biomaterial. Para la clarificación de la terminología, esta región será llamada el sello "biológico" o "per-perimucoso".

18 perros experimentaron colocación bilateral de implantes dentarios endóscos con el cristal zafiro después de la extracción y un período de curación de 8 semanas. El implante de cristal zafiro es un nuevo material dentario compuesto de óxido de alfa-alúmina cristalina y está preparado en la forma de un tornillo cilíndrico.

Los implantes fueron dejados "in situ" en las mandíbulas.

las de los perros de 3 a 24 meses, donde los datos clínicos fueron acumulados a partir de las mediciones de evaluación. Los perros fueron sacrificados y los bloques de las mandíbulas fueron seccionados para su fijación apropiada.

#### Resultados.

Se demostró que la altura de los tejidos gingivales es irregular alrededor del área cervical del implante. Cuando el implante "in situ" es observado desde la vista superior, es aparente una anchura no uniforme del surco gingival. Ya que esta región, donde el epitelio de la hendidura del espacio subgingival apoya a la interfase del material, es de gran importancia; el rayo electrónico fue enfocado dentro de la hendidura gingival para visualizar la yuxtaposición del tejido (gingival) con el implante.

Hasta la cresta del margen gingival pudieron ser observadas células queratinizadas en la transición del epitelio gingival libre escamoso estratificado hasta las células individuales no queratinizadas comprendiendo al epitelio de la hendidura del espacio subgingival. En la examinación del fondo del surco gingival se demostró la transición del epitelio gingival libre exterior queratinizado a un epitelio no queratinizado de la hendidura gingival.

La examinación de la parte más inferior del surco gingival mostró interfase directa de las células del epitelio de la hendidura del espacio subgingival con el biomaterial implantado. Por otro lado, la placa y desechos celulares se encontraron presentes al frente del implante.

Esta interfase incluyó una zona o cresta (reborde) de asociación epitelial al igual que la interfase de células epiteliales pseudópodos individuales con el material implantado.

La interfase del tejido blando (gingival) y el biomaterial (de implantación) es la zona biológica que tiene la mayor influencia sobre el éxito o fracaso de los implantes dentarios. Para prevenir el ingreso de bacterias y desechos dentro del medio interno, algún tipo de sello biológico debe existir en la interfase gingival-material implantado.

Idealmente, esta zona de sello debe aproximar estrechamente al diente natural con el desarrollo de una adherencia epitelial; para lograr dicho sello, las células epiteliales que forman el epitelio de la hendidura del espacio subgingival deben entrar en contacto con el material implantado.

Con el uso del ME y con un nuevo acceso hacia esta zona biológica, es posible demostrar un reborde o cresta de células

las epiteliales de la hendidura gingival que están en contacto con el biomaterial y en otras regiones la extensión de los pseudópodos desde las células epiteliales individuales sobre la superficie del implante.

EFFECTO DE LOS PROCEDIMIENTOS DE CURADO RAPIDO EN IMPLANTES -  
POLIMERICOS

El polimetil-metacrilato ha sido utilizado durante muchos años como un versátil material biocompatible para la fabricación de varias formas de implantes dentales porosos y no porosos. Esta investigación de métodos de curado estándar de PMMA para implantes, demostró que la alternativa - usando horno de gas puede producir buen número de propiedades consigo, con un considerable decremento de la porosidad cuando se desee, en un período de tiempo relativamente corto. El curado de los polímeros en una olla de presión ofrece pocas ventajas, debido a lo largo del tiempo requerido para - tal efecto, a lo más, equivalente a la graduación de los materiales porosos.

El método posee también peligros inherentes al uso de - solución salina sobrecalentada o de glicerina caliente. El autoclave es ampliamente utilizado en la práctica dental para la esterilización y, curará total y consistentemente, polímeros en 30 minutos. Las mejores propiedades de la resina PMMA se lograron con este método (61 MPa o 9,130 p.s.i., como fuerza o resistencia a la tensión).

El horno de microondas se ha convertido en los recientes años en un método relativamente barato, ofreciendo un -

ahorro de tiempo de más del 90%, lo que puede ser benéfico - en implantes dentales o en los procedimientos generales de - laboratorio dental. Las condiciones exactas de curado parti- cular de los polímeros pueden ser cuidadosamente determina- das al ajustar el tiempo de irradiación a fin de que no se - sobrecure el polímero. El curado de polímeros que contienen agentes espumosos intrínsecos, bajo condiciones de presión - redujeron escasamente el volumen del poro; pero, el volumen y el diámetro del poro en el gran número de los polímeros, - está determinado predominantemente por las condiciones de em- pacado, y no por las condiciones de curado. La tolerancia - biológica a los materiales curados por estos métodos está - siendo evaluada.

FUERZA Y BIOCOMPATIBILIDAD DEL COMPUESTO DE SILICE-POLIMETA  
CRILATO (MATERIAL DE IMPLANTE DENTAL)

Un material compuesto polimérico de polimetil-metacrilato (PMMA) y microesferas de sílice se ha desarrollado recientemente para el uso de implantes dentales como una posible alternativa para el más alto progreso del carbón vítreo poli-metacrilato (VC-PMMA) del implante dental. El VC-PMMA, material compuesto polimérico está integrado de microeslabones de carbón vítreo y PMMA, ha mostrado ser el más alto progreso de material polimérico todavía desarrollado para el uso en implantes dentales.

La excelente adaptación del tejido y una potente fuerza para el soporte mismo ha sido demostrada en experimentos con animales, así como en pacientes humanos. El material tiene considerable porosidad en su superficie debido a la fractura de microeslabones. Este también tiene buena fuerza de tensión y compresión; la fuerza de compresión es igual a la del polimetacrilato puro, aún en las mezclas del 24% de microeslabones de carbón vítreo, con una disminución en la fuerza de la tensión de sólo el 20% en el 24% de la mezcla.

El material de implante (VC-PMMA) posee muchas ventajas de ambos materiales; tiene la inercia y falta de tóxicos del

carbón vítreo y la facilidad de manejo y adaptabilidad del -  
polimetacrilato. Una desventaja del material VC-PMMA, es su  
intenso color negro; esto pudiera ser una desventaja en cier  
tos tipos de implantes dentales colocando dientes anteriores  
donde el margen de las encías es visible.

Por esta razón la posibilidad de colocar microeslabones  
de carbón por otro material menos compacto mientras se consi  
deró el color, el sílice fue provechoso en forma pequeña, -  
los huecos esféricos (Ecoesferas S<sub>1</sub>). Estas microesferas pue  
den ser utilizadas en un material similar compuesto de VC-  
PMMA. La superficie del material sílice-polimetacrilato se  
encontró áspera y porosa, con numerosos cráteres y semejante  
a la superficie del compuesto VC-PMMA.

Mas allá de los estudios era necesario probar la fuerza  
de este material, así como su biocompatibilidad.

La fuerza fue probada por la preparación de específicos  
aspectos del material para la evaluación de las fuerzas y -  
tensión, usando una máquina probadora Universal Instron. La  
biocompatibilidad fue estudiada para colocar la réplica del  
diente del implante en los cinocéfalos y evaluando la res-  
puesta del implante periférico (tejidos peridentales) des-  
pués de 6 meses.



#### Estudios de Gran Magnitud.

Muestras de una forma específica fueron preparadas para la evaluación de las fuerzas de compresión y tensión, medidas en una máquina probadora Universal Instron a una velocidad de 0.1 pulgada/minuto.

Las muestras compresivas eran cilíndricas y medían 6 X 12 mm. La fuerza de las muestras del tensor eran fabricadas con unos 10 mm. de largo, reducida una parte, de la cual era de 4 mm. de diámetro. Las muestras eran detenidas en anclas firmemente como lo descrito con anterioridad. Las dos muestras colocadas fueron preparadas usando los materiales compuestos.

Una muestra fue procesada en horno de gas y la otra fue preparada en horno microondas. Las muestras eran del 6%, 12% y 24% de microsferas de sílice mezcladas con el polvo PMMA. El polvo seco fue mezclado con el monómero, colocado en moldes de plástico preparados y procesado a 300°F por 30 minutos. Después del proceso, se permitió que las muestras permanecieran en agua por 8 días antes de la prueba.

#### Estudios de Biocompatibilidad.

Las réplicas de los implantes de 4 dientes fueron fabri

cadadas usando el 6% de microesferas de sílice y 94% de la mezcla de PMMA y colocadas en dos Papionanubis cinocéfalos. Los dientes colocados incluyeron un incisivo lateral mandibular, un premolar y dos molares.

Los implantes fueron fijados en cavidades, pero inicialmente ferulizados intracoronalmente con 26 varas de acero es sterilizadas y resina acrílica autopolimerizante, como se describe con anterioridad. La férula fue cortada después de 4 meses, así que los implantes fueron ferulizados por 2 meses antes de sacrificar a los animales.

Los tejidos del implante periférico fueron preparados - por estudios histológicos comunes para remover los implantes antes de procesar los tejidos. Un implante fue preparado para ser usado con microscopio electrónico transmisor para incrustar pequeñas piezas en la encfa y tejidos del implante - periférico en epon 812.

#### Resultados.

Las lecturas de la fuerza compresiva fueron presentadas. El 6% del material compuesto fue relativamente similar al PMMA puro, cuando fue procesado en el horno de gas, mientras el 12% y el 24% de las mezclas habían reducido su fuerza de compresión al 30% aproximadamente. Las muestras prepa

radas en microondas demostraron menos fuerza y varias de las muestras del 12% y 24% se destrozaron antes de que las lecturas se pudieran obtener.

Las lecturas de la fuerza de tensión revelaron un 27% de reducción en el 6% de las muestras preparadas en microondas cuando se compararon con las muestras del PMMA. Las lecturas no se pudieron obtener en el 12% y 24% de las muestras preparadas en microondas.

#### Estudios Histológicos.

Estos revelaron que el hueso alveolar y la membrana del implante periférico se adaptaron estrechamente a la forma de la raíz del implante de sílice-PMMA. Había una zona aumentada del hueso cortical adyacente a la membrana del implante periférico; la cual fue compuesta de fibras de colágeno y el hueso cortical reveló actividad osteoblástica normal.

El enlace epitelial al implante fue estudiado, en preparaciones, con microscopio electrónico de tejidos con formalina. Una estructura como la queratina podía ser vista en las regiones de enlace adyacentes a la encía del surco. Un tejido de glutaraldehído fijo de alta preparación habría sido más apropiado para el estudio en microscopio electrónico, pero éste fue infructuoso y el tejido con formalina probó ser

adecuado para la visualización del sitio de enlace del epitelio queratinizante.

#### Discusión.

El material compuesto de sílice-PMMA demostró buena biocompatibilidad. Estudios histológicos revelaron tejidos del implante periférico normales, indicando el triunfo del uso del material para implantes dentales en experimentos de animales.

La apariencia microscópica de los tejidos del implante periférico fue comparable a lo ya visto en estudios previos con la réplica polímera del diente implantado. Desafortunadamente la fuerza del material no se comparó al invariable - PMMA, o al previamente reportado y extensivamente estudiado material de implante compuesto VC-PMMA. El polímero VC-PMMA expuesto no cambia en la fuerza compresiva, aún cuando se llenó con el 48% de microeslabones VC.

Las partículas presentes de sílice no dieron propiedades similares, indicando una falta de depósito de matriz liganadora. El 6% de la mezcla de sílice cuando fue preparada en horno de fuego podía ser usada en situaciones de implante donde una gran fuerza del material no se requirió. El implante podía también ser fortalecido con una vara de metal si -

fuera necesario.

También parece que la preparación del microondas no tiene beneficio en este caso, ya que las propiedades mecánicas no son tan buenas como en el horno; sin embargo, esto hace parecer que estos estudios del implante de sílice-PMMA, no obstante, posee ventajas en color sobre el implante VC-PMMA; no se compara adecuadamente en términos de fuerza, particularmente en mezclas más grandes del 6%. Este estudio presenta modificaciones adelantadas que son posibles sobre todo en el desarrollo del concepto del implante dental del polímero.

#### Resumen.

Un estudio hecho sobre las propiedades de fuerza de varios materiales compuestos de implante dental integrados de microesferas de sílice (6%, 24% y 48% por el peso) y PMMA. Las muestras preparadas de los materiales fueron probadas por la fuerza compresiva y la fuerza de tensión como una función de los métodos de curación.

La fuerza de compresión fue reducida sólo ligeramente cuando el 6% de la mezcla fue usada, como se comparó al 100% el PMMA, pero las fuerzas de compresión del 12% y 24% de las mezclas fueron reducidas aproximadamente al 30% cuando se comparó al 100% el PMMA. Las fuerzas de compresión de estos

materiales fueron reducidas, no obstante después de la preparación en un horno de microondas, y las fuerzas de tensión disminuyeron a un grado más grande. El 6% de la mezcla fue reducida al 38% en el calor preparado de las muestras y fue reducido al 27% en las muestras preparadas del microondas.

Los implantes de la réplica del diente fueron colocados en cinocéfalos y los tejidos del implante periférico fueron estudiados histológicamente después de 6 meses; la inflamación fue mínima. El hueso alveolar del implante periférico fue viable y activo, y en ambos tejidos fibrosos el enlace epitelial a la superficie del implante fue evidente.

#### Consideraciones del Tejido Superiosteal para Implantes Mandibulares.

Desde el desarrollo de los implantes mandibulares peridentales en hueso, el progreso se ha basado en el adelanto de los materiales, diseños, técnicas quirúrgicas y protodónticas. Es un significativo esfuerzo dedicado a la evaluación de implantes para determinar logros apreciados y probables causas de fallas; así como un ímpetu en los progresos del desarrollo de implantes dentales.

El tejido alrededor del poste del implante al punto de penetración oral continúa siendo un factor decisivo en el -

triunfo o falla de un implante. Un tejido de la piel firme alrededor del poste del implante puede minimizar o eliminar muchos problemas postoperatorios.

El propósito es presentar criterios específicos para la evaluación preoperatoria de la protuberancia alveolar sobrante, para determinar si el tejido en el punto anticipado de la penetración oral del implante, tiene la potencia para formar un tejido de la piel firme. Si el tejido existente no encuentra el criterio establecido, un método de injerto libre en la encfa puede ser usado para perfeccionar el tejido en el punto de penetración oral.

#### Tejido de la Piel.

Bajo condiciones perfectas, el tejido alrededor del implante en el punto de penetración oral, formará un tejido de la piel sólido alrededor del poste del implante; esta adaptación del tejido es similar al enlace epitelial alrededor de un diente natural. Cuando el tejido de la piel se presenta alrededor del poste del implante actúa como una barrera protectora.

Asegurar la potencia para un enlace firme del tejido alrededor del poste del implante (consideración preoperatoria) sería útil al tejido residual alveolar al punto anticipado -

de penetración oral.

La evaluación del tejido incluiría:

- 1) La cantidad o densidad,
- 2) El tipo histológico,
- 3) La posición.

Las mismas consideraciones dadas para la obtención de la óptima condición periodontal alrededor de un diente natural sería dada al tejido alrededor de un poste de implante. Si el criterio no es satisfactorio antes de la cirugía del implante, los problemas periodontales pueden esperarse.

En algunos casos, el involucramiento periodontal puede conducir al fracaso eventual del implante.

1) La cantidad del tejido.- Una cantidad o densidad suficiente del tejido sería útil sobre la protuberancia alveolar residual para formar un enlace del tejido de la piel - cuando éste está cerca alrededor del poste del implante. La densidad del tejido igualaría la altura del cuello del poste del implante.

Antes de la cirugía un explorador y un marcador de hoja de caucho pueden ser usados para medir la densidad del teji-



do, además una cantidad adecuada de tejido; el conjunto de - fibras residuales serían enlazadas al periostio. Cuando estos criterios de los tejidos son satisfactorios, un conjunto de tejidos enlazados se formarían alrededor del poste del implante.

Con frecuencia, pacientes que son candidatos para implantes mandibulares periodontales, han experimentado severos daños en hueso. El tejido resultante colocado sobre el área de carga sujeta al punto de penetración es extremadamente delicado, particularmente en la región de los postes anteriores.

Una cantidad insuficiente de tejido enlazado puede causar exposición al cuello del poste del implante y sujetarlo a los mismos efectos adversos como en un diente natural sin el enlace de la encía.

2) El tipo histológico del tejido.- El punto de penetración oral y la densidad son igualmente importantes; si hay un conjunto de tejidos sobre la protuberancia residual, ésta comúnmente es fibrosa y permite la formación del tejido sólido alrededor del poste. Este conjunto fibroso sería lo suficientemente ancho para encerrar el poste y ser firmemente enlazado al periostio.

La mucosa lingual y bucal desmenuzan el tejido alveolar que no formará un enlace de tejido sólido; si el poste penetra la mucosa alveolar suelta, el tejido clínicamente puede parecer estar estrechamente adaptado al poste del implante. Sin embargo, una corriente de aire puede fácilmente desordenar el tejido, revelando una profunda invaginación (bolsa - formada por la inversión de una membrana) alrededor del poste.

En esta situación, bacterias y desechos pueden llegar a ser mezclados creando irritación crónica y posible infección. Concurrentemente, la adaptación del tejido pobre puede promover el bajo crecimiento epitelial que eventualmente encerrará el implante.

3) La posición del tejido.- La posición buco-lingual de una adecuada densidad de tejido del propio tipo histológico es también crítica. Idealmente la posición del conjunto fibroso del tejido residual estaría sobre la óptima área de la carga sujeta de la mandíbula.

Con la posición correcta del tejido, el poste del implante se dividirá en partes, formando el conjunto de tejido enlazado. Algunos pacientes tienen una cantidad adecuada de tejido, pero éste es puesto en un lugar demasiado lejos lingualmente. Si el poste es colocado en una posición lingual,

hay un aumento casual para el tejido averiado y agrietado, - particularmente si el implante es trazado impropriamente.

El tejido sobre el canal milohioideo es frecuentemente delgado y fácilmente traumatizado. Colocando el poste del - implante demasiado lejos, lingualmente, aparte del potencial que causa reacción adversa del tejido, crea problemas en la colocación de los dientes artificiales en armonía con los tejidos orales y lengua.

### Synthograh:

Desde hace años se ha buscado un sustituto aceptable - del material autógeno-óseo en trasplantes quirúrgicos. Se han utilizado autoinjertos especialmente de cresta ilíaca y de costilla, con buenos resultados. Igualmente han sido positivos los aloinjertos tomados de cadáveres. Pero la obtención de éstos implantes implica una cirugía adicional en la cual causamos cierto grado de mutilación y deformidad del sitio donador. Además, no son procedimientos al alcance del odontólogo general y ésta es la razón fundamental por la cual la colocación de injertos óseos es rara en Odontología, a pesar de las oportunidades de hacerlo.

Han aparecido productos a base de fosfato tricálcico, - como el beta fosfato tricálcico (TPC) o SYNTHOGRAPH, que viene envasado en frascos de 250 mg. de material en polvo. Se ha demostrado que puede ser sustituto ideal del auto y aloinjertos óseos.

Es bien tolerado por los tejidos adyacentes, fácil de usar y forma una matriz efectiva para inducir el crecimiento de nuevo hueso, no es tóxico, no carcinogénico, no alérgico, resistente y fácilmente esterilizable.

Ha sido usado especialmente para restituir cresta alveo

lar, de lo que se ha concluido:

Levin, Getter y Cutright (1976), radiográficamente se aprecia el éxito en caso severo de atrofia marginal en diente con pronóstico de extracción, el control a 23 meses; después lo enseñó firme y como pilar de una prótesis parcial - removible.

Nery y Linch (1978), no causa cambios químicos en sangre. La inflamación es causa de trauma quirúrgico.

Dr. Billy Pennel, hace estudio evaluativo usando el TPC e injerto autógeno óseo para regeneración de hueso alveolar perdido en enfermedad parodontal. Con 36 pacientes (17 hombres y 19 mujeres) con promedio de edad de 44.9 años, de lo que concluyó:

Con el TPC hay mayor aumento de la cresta que con hueso autógeno, la reducción de la bolsa fue mayor. Además de las ventajas de:

- a) Fácil manejo;
- b) No necesita segunda cirugía;
- c) Menor riesgo del paciente;
- d) Menor tiempo de cirugía;
- e) Menor costo.

## COMENTARIOS GENERALES SOBRE CERAMICA Y CARBON VITREO

Las cerámicas constituyen una combinación de elementos metálicos y no metálicos. Son sustancias duras, friables y con algunas características vítreas.

Las cerámicas pueden estar constituidas de óxidos cristalinos puros como la alúmina, resultado de la fusión de óxidos como vidrio y porcelanas.

Las cualidades de estos materiales son, poseer una superficie potencialmente inerte y lisa, siendo bien aceptada por los tejidos.

Un buen ejemplo de la aceptación tisular a los materiales cerámicos lo constituye la presencia de hidroxiapatita en el organismo (fase mineral inorgánica del tejido óseo).

En el año de 1963, Smith presenta una cerámica porosa de aluminato impregnada con resina epóxica, conocida actualmente como CEPOSIUM. Los materiales elaborados con esta cerámica presentan una íntima adherencia al hueso u otros tejidos mediante su superficie externa, sin que exista invasión o neoformación ósea en la intimidad de dichos materiales. El diámetro del poro de este material no excede las 18 micras.

El estudio del uso de cerámica porosa en implantes óseos ha sido realizado por Hulbert en un periodo comprendido entre los años de 1969 a 1973.

De entre los materiales en los que se utiliza un concepto de ligadura mecánica por medio de invasión tisular, están el óxido de aluminio o el aluminato poroso de calcio. Más recientemente se han examinado otros materiales: la porcelana de aluminio o el aluminato de magnesio. En la cerámica porosa, la resistencia es una propiedad que dependerá de la cantidad y del tamaño de los poros.

La fabricación de implantes de cerámica porosa de aluminio se reportó en 1971 por Hulbert, Graves y colaboradores.

La cerámica de aluminato de calcio también ha sido utilizada debido a que en su fabricación a partir de carbonato de calcio y alúmina lleva directamente a una estructura porosa.

Debe tenerse en consideración que el objetivo de investigar materiales policristalinos inorgánicos no metálicos se debe en parte a que casi todas las cerámicas más conocidas contienen una forma de vidrio, generalmente óxido de silicio, el cual se sabe que es capaz de producir una reacción tisular conocida como silicosis. Aunque se sabe que cuando una

preparación se efectúa en proporciones correctas, ciertas - combinaciones de óxido de calcio y óxido de aluminio por hidrólisis pueden formar agentes cementificantes con propiedades idénticas a los cementos sin que haya necesidad de agregarles óxido de silicio.

La biocompatibilidad de las cerámicas puede considerarse como aceptable de acuerdo con las conclusiones de trabajos como los de Klamiter y Hulbert, 1971; Bhaskar y colaboradores, 1971; Garrington y Lightbody, 1972; Topazian y colaboradores, 1972; Young, 1972; Hulbert y colaboradores, 1973; - Levin y colaboradores, 1975.

A pesar de no ser una cerámica, el carbón vítreo se ha usado también como material para la fabricación de implantes dentales, debido a que posee muchas de las propiedades de las cerámicas.

En la naturaleza, el carbono existe bajo varias formas, siendo las más conocidas el carbón mineral, el grafito y el diamante.

Recientemente se ha demostrado que una carbonización cuidadosa de ciertos polímeros cruzados puede producir fibras de carbón de gran dureza, esta forma se conoce como carbón vítreo (Cowlard y Lewis, 1967). Este tipo de materiales



tienen gran dureza y resistencia a la corrosión, y son altamente resistentes al ataque químico y relativamente impermeables.

El carbón vítreo es un sólido con menos de 200 ppm de impureza, siendo química y galvánicamente inerte, a pesar de ser buen conductor eléctrico (Benson, 1971).

De acuerdo con estudios realizados por Cowlard y Lewis en 1967 la resistencia del carbón vítreo a la presión es de aproximadamente 100,000 p.s.i. Es un material muy denso, pero sus principales desventajas son su alta friabilidad y su razonable sensibilidad a las fuerzas muy concentradas. Con la finalidad de contrarrestar estas desventajas, se ideó una luva de metal, cuando es empleado para la confección de implantes dentales. Aunque estudios efectuados por Grenoble - en 1973 en humanos, mostraron que aún con la luva metálica - el problema de fractura persistía.

Benson en 1971, y Nilles y Lapitsiki en 1972, demostraron excelente compatibilidad con los tejidos (aunque sólo a corto plazo), notando además una especie de "adherencia" del tejido conectivo a su superficie.

Un sistema comercial de implantes conocido como VITRE-DENT, consiste en una raíz ranurada con una luva de acero -

inoxidable en su parte media, en los que se ha demostrado - que aún existe el problema de fractura del implante (Grenoble y col., 1973).

Hodosh y col. en 1975, mostraron un compuesto de carbón vítreo y polimetil-metacrilato utilizado para implantes dentales. El estudio biológico de dicho material demostró hueso alveolar normal con un implante tipo radicular acompañado de hueso cortical. Además se demostró adherencia gingival y la presencia de fibras peri-implante, las cuales tienen orientación horizontal muy aproximada a la estructura de una membrana periodontal normal.

Puede concluirse que con relación a la biocompatibilidad, los estudios revelaron que el carbón vítreo puede considerarse como un buen material.

En el análisis comparativo entre la cerámica porosa y - el carbón vítreo, se encontró que en la primera no se observó tejido fibroso adyacente; en cambio, en el compuesto de - carbón vítreo se presentaba una membrana fibrosa fina y continua.

RESPUESTA DE LOS TEJIDOS BLANDOS A LOS IMPLANTES ENDOSEOS -  
DE TITANIO

**Biocompatibilidad.**

El  $TiO_2$  es el más estable y común óxido sobre la superficie del titanio o del implante de aleación de titanio.

La cantidad de residuos de otros óxidos se basa en la técnica de fabricación, uso reciente y las irregularidades de la superficie a las inclusiones de la superficie. Las aleaciones de titanio incluyen óxidos de aluminio y vanadio que contribuyen a la naturaleza de la capa de óxido, a pesar de las bajas concentraciones de estos óxidos sobre la superficie.

Aunque la capa de óxido es químicamente inerte, tiene una alta constante dieléctrica y es cargada negativamente. La superficie es muy polarizable, localmente modificada por diferentes residuos de óxidos, dando al implante una gran afinidad para varias biomoléculas como para el agua.

Se ha demostrado la formación compleja con iones de Calcio y Fósforo con iones orgánicos.

En la superficie del implante aparece una combinación

de una sustancia con tierra orgánica que sirve de cemento - viable de células al implante. La naturaleza pasiva de una capa de óxido es el resultado de un crecimiento lento; y si es alguna disolución, ésta es aparentemente una disolución clínica insignificante. La formación de complejos con la - capa de óxido, tiene probablemente un límite permeable para el implante.

#### Toxicología.

Todos los metales que son fundidos, llevan elementos - de residuo, cuyas concentraciones varían de acuerdo al tipo de metal. Hay metales que se dice son esenciales para la - vida y otros que no lo son. Puede ocurrir que un metal no esencial, se encuentre en concentración mayor que uno de - los llamados esenciales, en el cuerpo; por ejemplo: el vanadio que es un resto de metal esencial, a diferencia del plomo que puede reducir el crecimiento, altera los niveles de lípidos en sangre y reduce la fertilidad.

El vanadio se encuentra en el cuerpo humano en concentraciones de 0.1 ppm (partes por millón) y en la corteza terrestre en 110 ppm. En comparación al titanio, que es no - esencial, que se encuentra en el cuerpo humano en niveles - de 0.2 ppm y a niveles de 4400 ppm en la corteza terrestre.

La homeostasis de restos de elementos, normalmente es afín para las vías de entrada (piel, intestinos) y los mecanismos de excreción. Un rastro de metal favorece el potencial tóxico sólo cuando se presenta en concentraciones anormalmente altas. Las vías normales de entrada son libradas cuando un implante es fijado en el cuerpo. Por lo tanto, los iones de metal y las partículas se liberan dentro del cuerpo, el cual debe ser evaluado relativamente a las concentraciones normales, efectos sobre la excreción y toxicidad local y sistémica.

Normalmente el titanio no se reporta implicado a toxicidad. En concentraciones locales con excesos de 200 ppm - la toxicidad tisular no clínica es reconocida y los cambios de color tisular observados.

#### Carcinogenicidad.

Aunque no hay reportes sobre los tumores relacionados a los primeros implantes metálicos, se sabe que el titanio nunca se ha relacionado como carcinógeno. La carcinogenicidad del vanadio tampoco ha sido reportada; pero se piensa - que los efectos tóxicos previeran un tumor que pudo desarrollarse. Los discos de cerámica oxidada de aluminio y aluminio de contraste son causa de tumoraciones a nivel experimental.

## Immunología.

Normalmente los iones metálicos se comportan como haptenos. Hasta la fecha, no se han reportado casos de respuesta alérgica al titanio puro o aleación de titanio. Es posible que los iones libres sean muy bajos por la pasividad del metal o sean tan localizados que no puedan producir una respuesta inmune.

## Consideraciones con los Tejidos Blandos.

Se sabe que el epitelio y las conexiones tisulares se unen a diferentes superficies artificiales. Para evaluar esta unión, se sigue un criterio basado en la presencia de hemidesmosomas, una membrana basal y mucopolisacáridos en la unión epitelio-implante y fibras orientadas específicamente en la misma unión. Además, el espesor de las capas, madurez y orientación de las células y los niveles de infiltración observados son provechosos en la aceptabilidad biológica de los implantes.

Se ha demostrado la presencia de fibras capsulares de un periimplante y la liberación de partículas dentro del implante de tejido completamente usado y abrasión, muy comunes en los implantes de titanio.

Al teñir con el método de Perls, tejidos blandos alrededor de tornillos de titanio (o láminas o pins), se demostraron las combinaciones de partículas tipo A y B. Las partículas tipo A son positivas para la tinción de Perls para acero férrico y son indistinguibles de la hemosiderina. Las partículas tipo B son negativas a la tinción de Perls y aparecen como café obscuro o negro con hematoxilina y eosina.

En los periimplantes de tejidos blandos con más de 2000 ppm de titanio, se presentan comúnmente las partículas tipo B aparentemente responsables de la decoloración azul-grisácea en zonas de tejidos nuevos y regiones de fibrosis de periimplantes. Las partículas tipo B son fundidas como inclusiones citoplasmáticas en fibroцитos y macrófagos vivientes y alrededor de pequeños vasos sanguíneos, pero no se asocian con reacciones tisulares o inflamación.

El organismo permite el crecimiento de las capas de óxido de titanio y su interacción con el bioambiente. Al mismo tiempo iones y biomoléculas polarizadas son difundidas dentro de la capa de óxido, y de acuerdo a ciertas condiciones, pueden reaccionar con elementos del óxido para formar algún número de productos. Por lo tanto, la respuesta tisular para el implante es determinada por las propiedades combinadas de las capas de óxido y el bioambiente.

Sin cambios visibles en la superficie del implante, el titanio es liberado localmente dentro de los tejidos. Un importante mecanismo para liberar iones de titanio se localiza en el rompimiento del estado pasivo de la capa de óxido causado por el uso, irregularidades de la superficie o de algunas inclusiones. Las partículas de titanio tienen que ser identificadas como inclusiones citoplasmáticas.

Varios autores usaron vitalio, para desarrollar técnicas para examinar la interfase implante-tejido, histológicamente se descubrió la aparición de hemidesmosomas orientados paralelamente a la superficie del implante. El tiempo de formación de hemidesmosomas se determinó con microscopio electrónico de 2 a 3 días postinserción.

Un ácido periódico de Schiff (PAS)-positivo, una capa de cemento de mucopolisacáridos, histológicamente es idéntica a la descrita por Toto y Sicker usando un modelo de dentición natural, se presenta entre el implante y el epitelio y células de tejido conectivo. El espesor de esta capa fue mayor en el modelo de implante usando implantes de titanio, similar y más liso dando resultados favorables que tienen que ser observados.

In vitro usando un sistema titanio-Saco Epon se desarrollaron discos para el estudio de las uniones de células



epiteliales. Había hemidesmosomas claros y uniones de tonofilamentos entre células y la superficie de titanio. También se demostró una lámina basal.

Como indicación de la cualidad de la adhesión celular al titanio, una cubierta quística fue observada dentro de la capa epitelial en contraste a la cubierta hemiquística ocurriendo entre las células epiteliales y el sustrato de otras superficies de titanio. Esto se interpreta como una indicación de que la adhesión celular de las múltiples capas epiteliales es debilitador de la adhesión para el sustrato de titanio.

Cuando los discos de titanio-Saco se implantaron dentro de la gíngiva de un voluntario humano, en una evaluación más reciente con el microscopio electrónico, la lámina basal y los hemidesmosomas semejaban la unión epitelio-diente que fue observada. Ambos, epitelio y fibras de tejido conectivo, parecieron ser funcionalmente orientadas para los implantes rociados con titanio. Las capas de tejido conectivo submucoso fueron compuestas primeramente de fibroblastos adyacentes al implante de titanio y demostraron una capa de proteoglicanos de 20 milimicrones de grosor.

Las reacciones no tóxicas o inflamatorias se reportaron para cualquiera de los dos, epitelio o tejido conectivo. -

La invasión de células no epiteliales fue aparente apicalmente y no hubo una aparente reacción externa al cuerpo. - Las fibras y células de ambos, epitelio y tejido conectivo, parecieron ser más ordenadas junto al titanio que algún otro material de implante.

La determinación de la cualidad de la unión tisular a la superficie del implante es dificultosa, y a lo mejor es subjetivo, cuando esto es basado solamente sobre la evaluación morfológica de características histológicas. De aquí, que esto es aceptable para correlacionar la histología morfológica con pruebas más sensitivas de biocompatibilidad.

Existe la posibilidad de semejar una prueba cualitativa, los eventos celulares observados de heridas curadas, después ambos, implantación y cirugía periodontal, son acompañados por actividad enzimática. Si las actividades de las enzimas correlacionadas representativas para ambos modelos y además correlacionarlas con la apariencia de estructuras histológicas observadas asociadas con uniones tisulares, entonces no únicamente querría que los mecanismos de unión sean similares, pero la cualidad de las uniones querrían también ser comparables.

Las irregularidades de la superficie en el nivel anatómico pueden ser efecto de la naturaleza de la respuesta de -

tejidos blandos. A nivel microscópico, las estrías colocadas en la superficie del implante orientan el crecimiento de fibroblastos y células epiteliales, un factor que tiene todavía que ser colocado para usarse. Macroscópicamente, - las fibras y poros que aparecen ofrecen un incremento del área superficial y retención mecánica, especialmente en tejidos duros, pero no otro efecto sobre la biocompatibilidad.

#### Paralelos Clínicos.

En el modelo dental, la unión epitelial es unida completamente al diente por hemidesmosomas y el PAS-positivo, capa de cemento de mucopolisacáridos extracelulares. La fuerza orientada de fibras colágenas se extiende sistemáticamente del tejido conectivo de la gingiva y hueso alveolar dentro del cemento y superficie radicular, los mecanismos de defensa del implante son virtualmente idénticos con respecto al epitelial. A raíz de una fuerza orientada de sistema de fibras colágenas no tiene que ser reportada, una capa de glicoproteínas tiene que ser observada cementando la capa de tejido conectivo a la superficie del implante.

La respuesta del tejido blando de periimplante a la placa es similar a la que se establece en periodontitis. La evaluación clínica e histológica del epitelio sulcular del implante, donde la inflamación del periimplante se presenta

sugiriendo que la "periimplantitis" no es una respuesta al implante, pero mejor dicho, a la hialuronidasa bacteriana y otros factores asociados con la placa. Para desarrollar un criterio clínico para valorar el grado de los implantes, - una combinación de técnicas de sondeo y estudio radiográfico tienen que ofrecerse como una vía fidedigna para determinar niveles de soporte óseo y estado de salud del tejido blando.

El mantenimiento de implantes en función, después presenta la necesidad de curación e higiene oral, procedimientos similares a aquellos para la dentición natural.

## Corrosión y Metalosis.

Daremos algunos conceptos para aclarar puntos sobre los distintos metales, ya sean aleados o puros.

Resistencia a la corrosión: se produce al formarse una pelcula muy delgada, imperceptible a simple vista, constituida por un óxido del metal correspondiente. De acuerdo a ello, diremos que la capacidad en la formación de una pelcula protectora, resistente a la corrosión se denomina pasivización, y la condición de fuerte estabilidad alcanzada por el metal ante la corrosión se denomina pasividad.

Se cree que la razón principal de las propiedades anticorrosivas de esa pelcula es que la superficie contiene muy pocos poros y más pequeños que los de la superficie del metal no pasivizado.

Para que se produzca la pasivización es indispensable una mínima cantidad de oxígeno, o sea, que electrolíticamente es necesaria una determinada corriente anódica, que se denomina también corriente de pasivización. Esta reacción anódica (Oxidación) va acompañada por un proceso en el cátodo (Reducción) del oxígeno. Ambos serán más intensos cuanto mayor fuera el cátodo.

Si el cátodo no reacciona debidamente, no se formará la película protectora de óxido correspondiente al metal que se trata, manteniéndose éste activo (continuando la acción corrosiva al no ennoblecirse el metal). Por semejanza a las cualidades anticorrosivas de los metales nobles (oro, plata), se dice que la película de óxido ennoblecce a un metal dado - evitando o disminuyendo su corrosión.

Una vez producida la pasivización (película protectora), el metal pasivizado necesita escasa cantidad de oxígeno (poca corriente anódica) para mantener la pasividad; siempre y cuando no se produzca alteración mecánica de la superficie del metal.

Se necesita menos oxígeno, tanto para la pasivización - de los metales como para mantenerse pasivizados; aquellos metales que poseen las mejores condiciones anticorrosivas y - coinciden generalmente con los nobles que forman la capa o - película más fina de óxido estable con escasa demanda de oxígeno, como sucede con el cromo y el titanio; además la capacidad de algunos metales, como el cromo, de mantener intacta su capacidad de pasivización aún diluidos considerablemente en los otros metales de una aleación dada.

En los tejidos existe diferencia, es más el contenido - de oxígeno en las inmediaciones del implante, lo cual es cau

ESTA TESIS NO DEBE  
SALIR DE LA BIBLIOTECA

sado por la regeneración celular llevada a cabo por los capilares neoformados.

Los metales pasivizados si se encuentran en una atmósfera muy pobre en oxígeno pueden reactivarse y convertirse en ánodo frente al resto del implante pasivizado.

La pasivización sólo se debe efectuar cuando el pulido se haya realizado por procedimientos mecánicos; el electrolítico, ya de por sí, produce pasivización.

Para pasivizar un implante trabajado mecánicamente, se le deberá introducir una hora en ácido nítrico al 20% a temperatura ambiente; luego se lava bien y se procede a su esterilización. Las partes del implante que se encontraran en contacto con los tejidos no deben tallarse o trabajar sobre esas zonas, para evitar que el material pierda su pasivización, lo que podría provocar corrosión local.

Si se extrae un implante no debe volver a emplearse, a pesar de que no presente alteraciones visibles, porque las solicitudes flexoras a las que estuvo sometido en el organismo pueden ser causa de alteraciones difíciles de descubrir a simple vista.

En términos generales, en las estelitas donde se encuen

tra en gran proporción el cromo y el molibdeno aseguran su pasivización, por lo tanto, mayor resistencia a los distintos tipos de corrosión.

Está comprobado que los metales puros excepcionalmente tienen las dos propiedades (mayor resistencia física y estabilidad química ante la corrosión), y cuando no, es porque el metal es raro y por lo tanto caro y muy laboriosa su fabricación.

Las aleaciones que sobresalen podemos clasificarlas en tres grupos:

- a) Aleaciones de Cromo-Níquel-Molibdeno (aceros),
- b) Aleaciones de Cromo-Cobalto-Molibdeno (estelitas),
- c) Aleaciones de Titanio.

a) Cr-Ni-Mo: estas aleaciones, empleadas mucho en traumatología, al ser trabajadas sufren una deformación en frío que si bien aumenta su resistencia física, también aumenta su posibilidad de corrosión.

b) Cr-Co-Mo: mejora su dureza con el molibdeno. En implantes se emplean las deformables como: el vitalio HS 25 - con un límite elástico de  $45 \text{ kg/mm}^2$  y con una capacidad de deformación de más del 30% y con excelentes propiedades anti



corrosivas. Una aleación se considera con buenas propiedades anticorrosivas cuando contiene más del 18% de cromo y - 2.5% de molibdeno. El vitalio contiene 30% de cromo y 5% de molibdeno.

c) Titanio: es uno de los metales más estables a la corrosión, pero en su estado puro carece de propiedades mecánicas, razón por la cual no es muy indicado en implantes, pero agregándole pequeñas cantidades de oxígeno y nitrógeno aumenta considerablemente su resistencia, pero con precaución, - porque si se agregan cantidades elevadas de oxígeno o nitrógeno se convertiría en una aleación muy frágil y tampoco sería útil.

Se logran aleaciones de titanio que resultan ser altamente resistentes: aleando el titanio con el aluminio, vanadio y molibdeno; pero no hay estudios para saber si se pueden usar en implantes. El bajo peso específico del titanio hace, que en un volumen dado, el implante pese menos en relación a otros metales. Del comportamiento anticorrosivo de las aleaciones de titanio se carece de estudios, se supone - que el aluminio y el vanadio empeoran sus propiedades, el vanadio porque tiene un intenso poder citotóxico.

Entre las posibles aleaciones de titanio, la más razonable parece ser con el molibdeno, pero tampoco, a pesar de -

usarse, hay un estudio serio sobre el mismo.

#### Metales Puros.

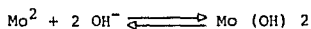
Tantalo: metal raro y muy laborioso para obtenerlo, lo que hace que su costo sea muy elevado; se emplea en cirugía en forma de hilos y finas mallas.

Circonio: sucede lo mismo que con el tantalo.

En los metales en general no nobles se forman óxidos y sales en su exterior y la corrosión se inicia en la superficie del implante que se encuentra en contacto directo con los líquidos orgánicos.

Cuando la corrosión es puntiforme o lineal (local) tiene poca influencia sobre los tejidos, no así para el implante que puede llegar a fracturarse. Los iones metálicos que penetran en los tejidos por difusión, pueden permanecer estables o transformarse en hidróxidos metálicos, dependiendo del pH reinante en el medio y de la concentración iónica.

La formación de hidróxidos metálicos se realiza de acuerdo a la siguiente ecuación:



Esta reacción se denomina proceso anódico. Simultáneamente en el cátodo se produce una reacción que se denomina "proceso catódico" (proceso de reducción) cuya acción dentro de los líquidos orgánicos no es muy clara. Lo que sí se sabe es que los líquidos orgánicos poseen un potencial más noble que los metales implantados.

La reducción es la disminución de valencias de un elemento y los procesos de oxidación y reducción son recíprocos. Invariablemente la oxidación de una sustancia implica la reducción de otra sustancia, por lo tanto, el fenómeno en conjunto se llama "proceso de óxido-reducción".

De acuerdo a la ley de igualdad de cargas (neutralidad eléctrica) los procesos anódico y catódico (proceso de óxido-reducción) se realizan siempre al mismo tiempo y con intensidad equivalente y el equilibrio se mantiene a través de los electrones.

Metalosis y Galvanismo.

Años atrás los implantes provocaban galvanismo, ya que hay un tipo de alteración de los componentes metálicos producida por acción galvánica, sucediendo generalmente con las aleaciones de cromo-níquel y férricas hoy desechadas en implantodontología, empleándose las aleaciones de cromo-cobal-

to-molibdeno que garantizan y que difficilmente pueden producir galvanismo.

El galvanismo es la reacci3n entre distintos metales y un liquido interpuesto que sirve como electrolito y que no habla de las posibles lesiones que puede producir a los tejidos.

Para que se produzca metalosis, es indispensable una alteraci3n de los elementos met3licos (implantes) introducidos en el organismo, proceso denominado 'corrosi3n'.

Corrosi3n, es la alteraci3n de los componentes del implante, ya por reacci3n quimica o electrolitica (Electroquimica). La reacci3n quimica es la alteraci3n que se produce en los implantes no met3licos y reacci3n electroquimica es la que se produce tanto en las aleaciones met3licas como en los metales puros.

La corrosi3n electroquimica la podemos dividir en:

1.- General,

2.- Local:

a) Galv3nica,

b) Pares El3ctricos Limitados,

c) Inter cristalina,

- d) Perforante,
- e) Fisuraria Mecánica,
- f) Por Contacto o Fricción,
- g) Por Transferencia Metálica.

1.- Corrosión General: es la corrosión uniforme de todo el implante. Esto sólo es posible cuando el metal (implante) y el electrolito (líquido intersticial) no tengan diferencia en su composición, o lo que es lo mismo, en su contenido energético. Con el material que empleamos en nuestros implantes este tipo de alteración no es posible.

2.- Corrosión Local: es la producida por la formación de una zona anódica estable. Se caracterizan por ser zonas más pequeñas que las catódicas. La acción corrosiva parte de las zonas de máxima alteración de la homogeneidad (zona anódica) con altas diferencias energéticas. Establecido el ánodo difícilmente cambia, tanto en extensión como en localización, sólo cambia en profundidad; este hecho puede acelerar la corrosión en el ánodo.

La relación del ánodo con el cátodo es muy importante, tanto es así que si el cátodo es igual al ánodo, la reacción catódica, debido a que reacciona más lentamente, actúa frenando el proceso corrosivo. Por lo tanto, a medida que aumenta la superficie del cátodo en la misma proporción, aumen

ta la proporción anódica y consecuentemente la acción corrosiva.

La diferencia entre corrosión local y corrosión general se encuentra en que en la local la alteración es más profunda y que por el factor adicional de las sollicitudes mecánicas (carga) puede llegar a producir la fractura del implante. Por lo general las consecuencias son más graves que las eventuales lesiones orgánicas, porque la fractura no sólo acarrea el problema de extraer el implante, sino también el desmoronamiento de la infraestructura (implante) dejando de actuar correctamente la supraestructura (prótesis).

a) Corrosión Galvánica: es la alteración de los componentes de los implantes por acción electroquímica, donde el ánodo y el cátodo están constituidos por metales diferentes. En este proceso corrosivo el metal más noble (el de mayor capacidad de pasivización) actuará como cátodo, mientras que el metal menos noble se constituirá en ánodo, siendo éste el lugar donde se producirá la disolución.

Cuanto mayor fuera la diferencia de potencial entre ambos metales, mayor será la intensidad de la corrosión. La diferencia de potencial (energía) entre dos metales no es del mismo valor en medios electrolíticos diferentes.

b) Pares Eléctricos Limitados: es la alteración producida en pequeñas zonas del implante. Es debida a diferencias energéticas de pequeñas zonas, por alteración en su composición química, o bien, por alteraciones estructurales como consecuencia de deformaciones, actuando como ánodo la parte menos noble (la alterada).

Esto se ve muy poco en implantodontología, ya que afecta casi siempre zonas deformadas en frío; se ve con bastante frecuencia en traumatología médica cuando emplean como aleación el cromo-níquel-molibdeno.

c) Corrosión Inter cristalina: es una reacción corrosiva específica de los aceros (aleaciones al cromo y al cromo-níquel) y es causada por la segregación de carburos de cromo en la superficie irregular (granulada) del metal a consecuencia de un tratamiento térmico con temperaturas que oscilan entre 500°C y 800°C.

Para formarse el carburo de cromo, la aleación debe perder cromo, disminuyendo en importante medida la capacidad de pasivación. El estado final es la fragmentación del implante; una forma de minimizar este problema es el almacenar este tipo de implante el menor tiempo posible.

d) Corrosión Perforante: es la producida por acción del

ión cloro. Aparece en metales pasivizados, donde la capa protectora se encuentra interrumpida por acción de los iones cloro presentes en el medio corrosivo. En el lugar que se introduce se forma el ánodo que se irá aislando por formación de hidróxidos metálicos.

A consecuencia del consumo de  $\text{OH}^-$  para formar los hidróxidos se altera el pH produciéndose una acidificación que acelera la corrosión produciendo autocatálisis. Se debe recordar que los iones cloro presentes en baja concentración en los líquidos orgánicos pueden aumentar en cantidad importante cuando se realizan lavados del campo operatorio con soluciones salinas fisiológicas.

Las perforaciones circunscriptas formadas avanzan en profundidad; es común en los aceros ferríticos-crómicos. En las aleaciones de cromo-níquel las perforaciones son menores y dependen de la deformación plástica.

La corrosión perforante es difícil de ver en implantodontología, salvo en los casos de deformaciones después de haber sido pasivizados y en los casos donde no se emplee el material adecuado; por lo que constituyen una garantía las aleaciones que contengan un 18% de cromo y más del 2.5% de molibdeno. Razón por la que el vitalio es muy usado, ya que posee un 30% de cromo y 5% de molibdeno.



e) Corrosión Fisuraria Mecánica: se produce por la formación de grietas perpendiculares a la dirección de la carga aplicada. Depende del tipo de material y de la cantidad de la carga mecánica. En última instancia la consecuencia es la fractura espontánea del implante.

f) Corrosión por Contacto o Fricción: es la corrosión que se produce por el roce de dos metales idénticos o diferentes, y que por ello, pierden su pasivización. Es posible observarlo en las técnicas yuxtaóseas americanas que colocan tornillos y se produce por destrucción de la capa pasivizante (eliminación del óxido protector) y por posible deformación en frío localmente, produciéndose un ánodo limitado con el resultado de corrosión de las zonas friccionantes.

El problema se agrava si el tornillo se moviliza, aumentando los hidróxidos por la corrosión, y manteniendo activo el proceso. Las zonas alteradas presentan depresiones en placas ásperas.

g) Corrosión por Transferencia Metálica: es la corrosión producida por la contaminación del implante (instrumental, desgaste del implante) con el mismo material o entre materiales distintos. Es consecuencia del contacto, fricción o desgaste del implante con otro metal de las mismas propiedades o diferentes (instrumental quirúrgico).

Esta corrosión es provocada por las esquirlas del implante como del instrumental que pueden quedar adheridas o no al implante. La explicación de que siendo dos metales de la misma composición, pueda provocar corrosión, la encontramos en la deformación en frío que desorganiza la estabilidad estructural, produciendo cambios en su potencial electroquímico (pérdida de nobleza metálica). Entonces los restos metálicos al perder su nobleza se convierten en ánodos y el implante en cátodo, constituyéndose en pares galvánicos; la acción galvánica decrecerá al ir consumiéndose los restos metálicos y desaparecerá cuando se disuelvan totalmente.

Los productos derivados de la corrosión y el descenso del pH en el ánodo pueden continuar la corrosión limitada producida. Su comprobación se puede hacer radioquímicamente con trazados radioactivos, estudio metalográfico o histológico.

Metalosis.

Son las lesiones producidas en el organismo por acción de los componentes metálicos de los implantes. Para que se produzca lesión en los tejidos es indispensable el contacto directo de estos con el metal. La reacción que se produce es de tipo químico o electroquímico.

Las posibilidades reaccionales se presentan en:

- 1.- Tejidos,
- 2.- Implantes,
- 3.- Tejidos-Implantes.

Fases Clínicas:

I) Fase Inicial: totalmente silenciosa ya que corresponde al momento de introducir el implante en el organismo.

II) Fase Aguda: considerada la desencadenante, se produce durante la corrosión.

III) Fase Terminal: se presenta cuando se extrae el implante, con vuelta a la normalidad.

La metalosis la podemos dividir en:

- a) Reacción Tóxica Localizada,
- b) Reacción Tóxica Focal.

a) Reacción Tóxica Localizada: el proceso de corrosión al liberar iones metálicos produce reacciones químicas que hacen descender el pH en el ánodo y lo aumentan en el cátodo.

Los iones metálicos se dispersan en pequeñas concentraciones en los líquidos orgánicos tisulares; estos iones se hacen - más solubles en el ánodo. El paso de los iones a los tejidos se efectúa por difusión al pretender dirigirse al cátodo, lo que explica el por qué puede hallarse alrededor del - implante, por la formación de un campo eléctrico.

Al descender en el ánodo el pH por debajo de cierto valor y al rebasar los iones una concentración determinada, se produce una precipitación del hidróxido metálico correspondiente a un metal dado en los tejidos más cercanos al implante; también puede precipitar sales orgánicas casi insolubles.

Estas precipitaciones son fagocitadas por el sistema retículo-endotelial (histiocitos; macrófagos y leucocitos), ya encapsulándolos o retirándolos del lugar. Si los iones metálicos disueltos no pueden ser eliminados, o son eliminados - parcialmente, pueden producir alteraciones cuya gravedad depende de la toxicidad específica de esos iones. Este proceso que se realiza en condiciones asépticas puede llegar a - producir la necrosis aséptica limitada.

Tanto en la necrosis como en la agresión que no llega a mortificar los tejidos, el cambio de pH es la causa de estos irritativos. Mínimas cantidades de los productos de la corrosión pueden producir en los tejidos reacciones observa-

bles a simple vista, traducidas en un cambio de la coloración tisular.

La corrosión sin metalosis aparente se presenta cuando la acción tóxica de los iones es escasa y cuando la cantidad de hidróxidos formados no sobrepasa el umbral tóxico de los tejidos.

La interacción de los tejidos-implante ha sido demostrada a través de los procesos químicos localizados, pero el proceso fisiológico activo que tiene lugar es aún desconocido.

b) Reacción Tóxica Focal: es la que acarrea consecuencias a distancia. La reacción de los tejidos ante los iones, consecuencia de la corrosión comienza siendo localizada, pero superada la capacidad fagocítica, entonces se extiende generalizándose.

En la reacción tóxica limitada, el sistema retículo-endotelial (células reticulares de los tejidos, de los ganglios linfáticos, del bazo y de la médula ósea, conjuntamente con las células endoteliales, de los senos venosos de estos órganos y del hígado) se activa para defensa.

Por falta de una regulación local de los agentes tóxi-

cos, entramos así a una alteración generalizada del organismo. La acción tóxica focal puede acarrear alteraciones generalizadas muy importantes que se manifiestan desde dolores locales hasta modificaciones del hemograma, velocidad de sedimentación (que se halla aumentada).

Si bien, descubiertas las reacciones dolorosas provocadas por la metalosis, no están perfectamente aclaradas por la complejidad de los factores químicos y biológicos que intervienen en ella.

#### Fabricación.

Las condiciones de un implante para ser instalado en el cuerpo, dependen no sólo de su composición, sino que también es sumamente importante cómo se fabrica, de la forma en que se trabaja, del acabado de la superficie y la posible contaminación durante todos estos procesos, incluyendo el manipuleo durante la colocación.

Es más importante la calidad de la superficie que su interior, como así también son importantes las inclusiones metálicas que posea y que pueden alterar las propiedades mecánicas del material. La calidad de la superficie sufre algún deterioro ya por pulido mecánico, donde las partículas no metálicas se rompen dejando estrías, como en el pulido eléctrico

nico en el que las inclusiones no metálicas (sflice) se reconocen por las oquedades que se producen en la superficie, - siendo en ambos casos, posibles zonas de inicio de corrosión local.

Las variaciones locales de la composición química de una aleación durante la fase de solidificación, pueden alterar bastante la resistencia a la corrosión, al crear corrientes o pares locales.

Las propiedades mecánicas se deben en gran parte a la estructura química de los metales. En estado de fundición todos los metales presentan estructura dendrítica, determinada por la solidificación. En el tratamiento térmico que luego se realiza, cristaliza esta estructura a la temperatura previamente elegida en forma estable, quedando determinadas así las propiedades mecánicas y anticorrosivas del material.

#### Elaboración.

El metal para implantes (para fundición) a veces sólo es limpiado, sufriendo a continuación el correspondiente acabado de la superficie, otras veces es taladrado, torneado, - cepillado, fresado y pulido, adquiriendo así su forma definitiva.

Los procesos de elaboración en caliente pueden provocar transformaciones en la estructura interna que pueden corregirse mediante el tratamiento térmico final adecuado.

El acabado superficial se realiza con procedimientos mecánicos o eléctricos; una vez pulido, hay que tener cuidado de realizar una buena limpieza, retirando especialmente elementos extraños del material del implante y completar con pasivización.



**CONSIDERACIONES  
PROSTODONTICAS**

## PRINCIPIOS BIOMECANICOS

### Arco de Deflexión.

Las consideraciones biomecánicas son las mismas en un implante que para un paciente sin implante. La deflexión es directamente proporcional al cubo del largo (número de pñnticos). Una prótesis fija con un pñntico  $L=1$ , deflexionará con una magnitud de 1; con dos pñnticos  $2L=2$ , deflexionará 8 veces más que la prótesis de un pñntico; con tres pñnticos  $3L=3$ , deflexionará 27 veces más que una prótesis de un pñntico.

La deflexión de una prótesis es indirectamente proporcional al cubo de su profundidad. Una prótesis fija con la mitad de profundidad oclusogingival deflexionará 8 veces más que una prótesis de anchura media y de igual largo; una prótesis con un tercio de profundidad oclusogingival media deflexionará 27 veces más que una de anchura media y longitud igual.

Los pilares de los extremos crean un sistema de palanca Clase 1. Al usar los implantes para contrarrestar el arco de deflexión se crea una palanca de C-1.

Cuando hay movimiento alrededor del fulcro, éste puede ser causado por la capa de cemento y de la transmisión de contacto a los otros pilares. Cuando el pilar extremo es un diente natural, la presión en el fulcro se puede reducir con un conector no rígido, porque los implantes son más rígidos en hueso que los pilares naturales.

Los fulcros acentuados son creados cuando los implantes son usados en la posición de pilar. Situación que se puede cambiar alternando cualquier implante de navaja con prótesis de semiprecisión.

EL IMPLANTE YUXTA-INTRAÓSEO EN ESTRUCTURA UNICA PARA ARCOS -  
CON ESCASO HUESO

El diseño de este implante está hecho para ganar parte de las ventajas del implante intraóseo y del yuxtaóseo, dando como resultado final una estructura que será más retentiva en el hueso.

El implante intraóseo requiere para ser colocado correctamente de gran cantidad de hueso. El implante yuxtaóseo no requiere tal cantidad de hueso para ser colocado, pero sí exige que la calidad ósea sea compacta y de óptimas condiciones, con su cortical bien demarcada.

No en todos los casos estudiados para el tratamiento con implantes disponemos de cantidad y calidad ósea. Esta circunstancia nos hace pensar qué tipo de implante será el más aconsejable. Obviamente, cada caso es muy particular, entre otras cosas, porque no solamente es el hueso en su cantidad y calidad el que define, sino también los dientes remanentes tendrán un importantísimo papel junto a otros factores que iremos viendo, los que darán la orientación final para el tratamiento.

Se observa que al abrir en la cresta del reborde, donde

vamos a colocar el implante, una pequeña canal muy inferior a la utilizada en la colocación de una hoja, podremos allí - obtener una excelente retención para un implante yuxtaóseo, algunos autores para lograr la buena estabilización del implante yuxta, usan tornillos-vendas en el maxilar o fijaciones a los dientes vecinos.

En ocasiones tenemos el hueso tan limitado que entramos en duda de si nos permitirá colocar una hoja, tentados quizá por una anchura ósea que en apariencia es buena. En circunstancias como éstas no debemos correr ningún riesgo profesional y podremos utilizar el implante yuxta-intraóseo con muy buenos resultados.

Este procedimiento puede ser utilizado con muy buenos - resultados, según lo antes mencionado, tanto en maxilar como en mandíbula. En el maxilar se utilizan de preferencia las tuberosidades, tratando siempre de no colocar ningún poste - sobre la cortical del reborde bajo el seno maxilar.

En la mandíbula tenemos los agujeros mentonianos, que - generalmente se encuentran en el sitio del primero y segundo premolares y en la parte bastante alta hacia el reborde cuando no existen los premolares; dicho sitio debe ser respetado y evitar a todo trance tocarlo con el implante, el paquete - mandibular deberá ser muy bien estudiado en todo su trayecto,

para después diseñar el implante.

Cuando el implante yuxta-intraóseo entra en el hueso a través de su pequeña hoja, a más del estímulo óseo que producirá allí, se encargará de la retención del mismo y también servirá para que del extremo salga el poste o muñón quedando éste lejos del pase linguo-vestibular que conforma todo implante yuxta-óseo. El detalle de que el poste o muñón no tenga ninguna prolongación vestibular o lingual permitirá que nunca el muñón pierda su epitelio en el cuello y llegue a descubrirse.

Este tipo de implante requiere dos tiempos quirúrgicos:

a) Apertura de la mucosa para dejar el hueso limpio, - una canal bien definida y dos grúas (palancas) para hacer el pase linguo-vestibular, siempre alejadas de donde va a quedar el muñón para tomar la impresión del hueso, en la forma más perfecta que podamos; luego suturamos para que tres o - cuatro días más tarde hagamos el segundo tiempo.

b) En esta oportunidad la apertura es muy fácil, aún el tejido no ha cicatrizado; limpiamos perfectamente el hueso, lavamos y colocamos el yuxta, lo sentamos con suaves golpes en el sitio receptor, y por último se sutura.

El metal usado es el cobalto-cromo-molibdeno de la casa

Krupp de Alemania.

Los implantes deben ser colocados simétricamente en los arcos sin dejar grandes espacios libres entre ellos. Precisamente una de las mayores indicaciones del implante es para cuando existe un gran espacio terminal o intermedio y deseamos solucionarlo con prótesis fija.

En el maxilar inferior el hueso es muy compacto y resistente, no ocurre lo mismo con el maxilar superior que es de poca resistencia, esponjoso y rodeado de grandes cavidades - neumáticas que entorpecen la labor implantológica.

Es importante establecer una diferencia al planear una prótesis para la mandíbula que para el maxilar, si en el primero es necesario una pieza de soporte requeriremos dos o tres para el maxilar que llevará el implante.

Son frecuentes los casos donde quedan una o más piezas que estorban en la mayoría de las veces para poder instalar la prótesis total.

El implante yuxta-intraóseo demanda para su ejecución - una correcta impresión del hueso, en ella deben quedar todos los detalles de la preparación ósea previa, la impresión debe tomar no solamente la parte del implante sino todo el ma-

xilar, para poder dar una relación de conjunto y facilitar - la labor de laboratorio, deberá tomarse la posición de relación céntrica mandibular para llevar los modelos al articulador.

La cantidad de muñones que debamos ponerle al implante dependerá primero de la cantidad ósea disponible y del mayor o menor espacio existente, tratando en lo posible de que sobre cada muñón descansen a lo sumo dos pñnticos o más si actuamos sobre un hueso resistente.



## CASOS CLINICOS

## FILOSOFIA DE UN NUEVO IMPLANTE

Los implantes son cuerpos extraños que restauran una función y/o reemplazan deficiencias tisulares. La mayoría de los implantes dentales son de tipo soportivo, los cuales transmiten cargas oclusales funcionales directamente hacia el hueso subyacente; por tal motivo ellos sirven para relevar el mucoperiostio, que es un tejido inapropiado para soportar cargas compresivas.

Los implantes soportivos pueden ser clasificados dentro de aquellos que aprovechan soporte desde el aspecto exterior del hueso cortical (implantes subperiósticos) y aquellos que ganan soporte desde el interior del hueso cortical (implantes endóseos). De los implantes subperiósticos originados de la designación básica de Gerschhoff y Goldberg existen muchos reportes de éxito, tanto en humanos como en animales de laboratorio. Sin embargo, un estudio cuidadoso hizo notar que sólo 9 de 32 implantes subperiósticos fueron satisfactorios durante un período de 5 años.

Los implantes endóseos aparecen superficialmente, ganando soporte de una manera análoga a la de un diente natural, aún, la mayoría de los diseños sufren de falta de retención a largo plazo. Realmente, desde una revisión de 338 implan-

tes metálicos endóseos durante un período mayor de 7 años, - ninguno de los 6 diseños de este tipo de implantes mostró un futuro predecible, principalmente durante la inflamación. - En contraste, otra revisión de 193 implantes endóseos en un período de 8 años hizo notar un rango del 80% de éxito.

Los implantes endóseos de hoja han estado en uso por muchos años. Aunque en tales implantes se ha encontrado un éxito moderado, los resultados a largo plazo han desilusionado. Los implantes llegan a aflojarse en períodos de meses o años.

Los mayores problemas son: ruptura por su vejez, dolor e infección debido a la infiltración por microorganismos o sus toxinas dentro de los espacios circundantes a un implante mal ajustado. También es común la corrosión de un implante mal ajustado, lo que indica que es esencial la estabilidad inicial para el pronóstico a largo plazo de los implantes.

La retención inmediata de implantes endóseos a menudo es aumentada, o mediante la implantación de una tablilla o férula a las estructuras adyacentes; por ejemplo: un diente natural adyacente, o atornillándolo o acuanándolo dentro del hueso cortical compacto. Si el diente de soporte es también móvil, o si la tensión causada en el hueso circundante es de

masiado grande o demasiado pequeña, la retención del implante es fácilmente comprometida.

Generalmente la porción encajada de un implante endóseo tiende a ser cubierta por cantidades variables de tejido conectivo en la interfase implante/hueso; esta capa incrementa su grosor después de que el implante se somete a las cargas de la prótesis adherida y a menudo contiene tejido granuloso. Adicionalmente una cápsula de tejido conectivo semejante puede facilitar un crecimiento bajo del epitelio de la mucosa oral, comprometiendo además el pronóstico del implante.

La noción de que una capa de tejido conectivo desorganizado es análoga al ligamento periodontal altamente organizado es errónea; verdaderamente la presencia de tejido conectivo rodeando un implante anuncia su muerte.

La conclusión de este caso refiere que la investigación de una forma de implante dental nueva, parece exhibir un gran potencial, puesto que elimina la capa de tejido conectivo desorganizado presente en la interfase implante/hueso de la mayoría de los otros aparatos. También, como se estableció para otros implantes, mientras que un hermético doble de tejido relativamente inmóvil exista alrededor del collar cervical pulido de un implante, un sello efectivo contra el ingreso de los fluidos orales y de irritantes tóxicos parece

ser mantenido, aunque la naturaleza de este sello aún no ha sido determinada. Además, la epimovilidad de la superestructura sirve para dispersar las tensiones oclusales sobre el implante "anquilosado".

El pronóstico de un implante está determinado en parte por su superestructura asociada. Existe la necesidad de investigar en las cargas que pueden ser soportadas por un implante; además se requiere estudiar y averiguar el potencial total de este sistema de implante.

## IMPLANTES INTRAÓSEOS CERAMICOS

La implantodontología, especialmente intraósea, ha buscado materiales biomecánicos que tengan la mayor afinidad posible con los tejidos orgánicos.

En la larga lista de búsqueda de esos materiales llegamos a los cerámicos. La cerámica como sustancia implantaria ya fue utilizada varios lustros antes, y ya fuera por terminación con el glaseado, ya por la figura anatómica, o bien por la mala indicación, no dieron los resultados previstos.

El trabajo se desarrolla de acuerdo a los siguientes pasos:

- I) Constitución del material de implante:
  - a) Constitución del material,
  - b) Pasos de laboratorio.
- II) Nomenclatura.
- III) Características anatómicas.
- IV) Técnicas de instalación:
  - a) Técnica Quirúrgica Inmediata. Casos clínicos,
  - b) Técnica Quirúrgica Mediata. Casos clínicos.
- V) Pronósticos.

I) Constitución del material de implante.

a) Constitución del material:

1) Parte metálica.- Los implantes cerámicos no pueden ser de cerámica solamente, por adolecer de poca resistencia a la fractura y como debe actuar como pilar, no sólo debe existir la resistencia a las cargas paralelas al eje mayor del implante, sino que también debe soportar las cargas tumbantes o tangenciales.

Ante tal problema se agregó una alma de cobalto-cromo-molibdeno quirúrgica, con el fin de darle resistencia, se eligió la aleación quirúrgica para asegurarnos que en la posibilidad de que se pusiera en contacto con los fluidos orgánicos, se produjera acción galvánica, con todos los inconvenientes que ello significaría.

La técnica de construcción de la parte metálica de un implante cerámico consiste:

1.- Se dará forma a la cera para colar el largo de acuerdo al implantograma enviado por el implantólogo.

2.- Se dará forma a la parte del conector mayor que actuará como muñón, con excepción de esta parte que no se cubrirá con porcelana, al resto del esqueleto se le dará el espesor suficiente para ser cubierto por la porcelana alumínica.

3.- Se pincela con revestimiento especial, chirle, para luego introducirlo en el aro de colado, se completa con revestimiento espeso y se deja secar.

4.- Fundición del alma: el aro se colocará primero - frente al horno abierto y después de cinco minutos se coloca en la plataforma del mismo. El horno tendrá en estos momentos una temperatura aproximada a los 1,500°F. Luego se lo - instala en el horno aumentando lentamente la temperatura has ta llegar a la temperatura de colado, que será entre 2,350°F hasta 2,700°F de acuerdo a la liga empleada.

Aclaremos que lo ideal es la fundición del metal con - horno eléctrico o de inducción de alta frecuencia, evitando así contaminantes, el colado debe efectuarse con centrifuga.

5.- Realizando el colado se deja enfriar lentamente has ta llegar a los 1,800°F, para luego retirarlo del horno y de jar que termine de enfriarse en el medio ambiente.

6.- Se limpian y desgastan los bordes, puntas, etc., sin recalentar la infraestructura con piedras montadas.

7.- Se termina con un baño de limpieza electrolítica y no se pule para que penetre en las infructuosidades la porce lana aluminica.

8.- Se lava bien y se da un baño con leche de magnesia para anular todo posible resto de ácido, y queda listo para el próximo paso.



2) Parte cerámica.- La desventaja de la porcelana, es su fragilidad a la fractura, por esa razón es que colamos un alma metálica que le da suficiente seguridad una vez instalado el implante. Desde el punto de vista de fabricación de la parte de porcelana, debe asegurarse de que no haya microgrietas superficiales que actuarán concentrando las cargas y sería mayor cuanto mayor sea la grieta, aumentando en profundidad la microgrieta, el que si bien no significa el fracaso del implante, acarrea inconvenientes. Emplearemos la porcelana aluminica, que presenta mayor resistencia a la fractura y posee cierta resiliencia.

En su constitución, mientras las porcelanas comunes de alta fusión están formadas por feldespato potásico con un 12% al 15% de cuarzo, las de media y baja fusión están compuestas por feldespato fundido con vidrio de borosilicato cuya función es reducir la temperatura de cocción.

Las porcelanas (comunes) aluminicas tienen un porcentaje del 50% de material cristalino libre, lo que las hace realmente porcelanas. Es decir, que introduciendo granos cristalinos de gran resistencia y elasticidad en porcelanas o vidrios con escasos granos cristalinos, aumenta una vez cocida la resistencia y elasticidad en forma ascendente de acuerdo a la cantidad de los granos cristalinos.

Entre los cristales de alta resistencia para agregar a la mezcla se destaca el óxido de aluminio ( $Al_2O_3$ ). La alúmina no es más que el óxido de aluminio extraído de la bauxita.

La porcelana de uso dental se obtiene de la siguiente manera: triturado el mineral, se muele hasta que pueda atravesar una malla no. 10; luego se le purifica colocando lo obtenido en una solución concentrada de sosa cáustica; se clarifica el residuo obtenido y se precipita la alúmina en forma de cristales de trihidrato de alúmina, que se lavan y secan sin remover el agua combinada químicamente.

A estos cristales se les convierte en alúmina por calcinación en una caldera rotatoria y a una temperatura de  $1,100^\circ F$  para extraer el agua unida químicamente, formándose gamma-alúmina. Una nueva calcinación a  $4,000^\circ F$  la convierte en alúmina.

A estos se les muele para darle un tamaño de 10 a 20 micrones; estos cristales de alúmina se mezclan en cocción con polvos vítreos de expansión comparables a la alúmina.

Durante el proceso el vidrio que se funde, fluirá alrededor de los cristales de alúmina estableciéndose una unión iónica entre ambos, constituyendo un compuesto de vidrio más alúmina, para por fin constituir las porcelanas aluminicas -

que contienen 50% aproximadamente por peso de cristales alúmina.

Su resistencia a la fractura es más que el doble de la porcelana común.

b) Pasos de laboratorio: en esta técnica no se emplea el glaseado, por lo tanto, el implante se termina bizcochado:

1.- Una vez obtenida el alma metálica, se pincelan las partes correspondientes del metal con opacificador, que actuará como mordiente o liga entre el metal y la porcelana aluminica, se deja secar.

2.- Se procede a colar la primera capa de porcelana aluminica que constituya el primer bizcochado.

3.- Se deja secar por lo menos durante 4 minutos frente al horno encendido y abierto.

4.- Pasado ese tiempo se coloca en la plataforma de bizcochado durante tres minutos.

5.- Si se emplea el horno al vacío, se aplica un vacío de 700 mm.

6.- Se coloca dentro del horno manteniendo la temperatura de 1,700°F.

7.- Ir elevando la temperatura a razón de 50°F por minuto, hasta llegar a la temperatura de 1,922°F, que es la temperatura tope del bizcochado.

8.- Al llegar a esa temperatura, quitar el vacfo y mantener la cámara con aire a la temperatura anteriormente expresada durante 5 minutos.

9.- Comenzar a enfriar lentamente hasta llegar a los - 1,500°F.

10.- Retirar el implante y dejar que termine de enfriarse a temperatura ambiente, pero sin corriente de aire.

Colocamos la porcelana aluminica terminando anatómicamente la pieza, se procede igual que en el primer bizcochado, salvo en el paso octavo, donde el tiempo pasa a ser de ocho minutos. Con esto tenemos terminado el implante con una vitrificación completa del núcleo y con una superficie externa semejante a la cáscara del huevo.

## II) Nomenclatura.

Rodela.- Superficie ósea de apoyo del implante, tiene forma oval y sus diámetros son 1-2 mm. mayores que los diámetros de la unión de las bases mayores de los dos conectores. Gracias a su superficie el implante se resiste ante las cargas al hundirse en el tejido diploico.

Conector Menor.- Es la parte del implante que parte de la rodela y termina en la base mayor del conector mayor.

**Conector Mayor.**- Es la parte del implante que parte de la base mayor del conector menor y termina en la base menor del conector mayor.

### III) Características Anatómicas.

El implante cerámico sigue las características de los - implantes metálicos de la técnica intraósea argentina, pero sin las escamas colaboradoras que tienen aquellos.

El conector mayor tiene la forma troncocónica con base menor intraoral y base mayor intraósea y en un corte transversal es ovoidal. La forma troncocónica hace que el anillo fibroso formado presione sobre él, siendo la principal razón por la que no puede reptar el tejido epitelial hacia el interior, manteniendo un equilibrio entre medio interno y medio externo.

El conector menor también tiene la forma troncocónica, pero invertida, es decir, con su base menor ósea. Las razones son: que las fuerzas caigan dentro de la base de sustentación del implante y que al acercarse al tejido óseo no permita que el implante pueda retirarse fácilmente. El conector menor es más largo que el conector mayor, la razón es - que en esa forma nos aseguramos que la palanca de resistencia sea mayor que la palanca de potencia.

La rodela o base del implante que conecta al conector menor con el pseudoperiodonto, y a través de él con el tejido óseo, recibirá las cargas provocadas por la función y las transmitirá disminuídas al distribuírse en toda la superficie de la rodela.

#### IV) Técnicas de Instalación.

a) Técnica Quirúrgica Inmediata.- Se denomina inmediata cuando el implante se instala a continuación de la avulsión de la pieza o resto dentario; las principales preocupaciones es tener cuidado de no tocar el tercio cervical del alvéolo, por eso el diámetro de la rodela será el que corresponda al diámetro de ésta y del alvéolo en la unión del tercio cervical con el tercio medio, y el conector menor será mayor que el conector mayor.

Pasos de la técnica:

- 1.- Anamnesis médico-odontológica,
- 2.- Preparación de la boca,
- 3.- Impresiones y radiograffas,
- 4.- Montaje en articulador,
- 5.- Implantograma.

Este último es el trazado o dibujo del implante en cualquier superficie.

En base a las radiografías y a los modelos montados damos las medidas del implante. La primera medida que tomamos es la que corresponde al diámetro, a la altura de la unión - del tercio cervical con el tercio medio alveolar y que será el diámetro máximo del implante y estará a la altura de la - rodela.

Disminuyendo 1-2 mm. ese diámetro, nos dará el diámetro del implante a la altura de las bases mayores de los conectores, disminuyendo un milímetro, obtendremos el diámetro de - la base menor del conector mayor y menor. La longitud del - implante la obtenemos midiendo la parte que va a ir intra- ósea, más la extraósea.

Hecho el implantograma se envía el mismo con los modelos montados y las indicaciones para construir el implante y la férula provisoria; colocamos el implante después de higienizado en merthiolate y la férula.

6.- Técnica quirúrgica:

- a) Desinfección de la zona implantológica,
- b) Anestesia infiltrativa,
- c) Avulsión del resto dentario,
- d) Profundización del alvéolo, de acuerdo a lo calculado radiográficamente, con fresa para hueso núm. 169,
- e) Comprobación de la profundidad, colocando el implante invertido y tomando radiografía,

f) Si está bien la profundidad, se retira el implante y se introduce la fresa manteniéndola hasta la máxima profundidad sin presionar; al hacer presiones laterales se ensancha la cavidad respetando siempre el tercio cervical hasta permitir que se introduzca la rodela. Una vez comprobado clínicamente y radiográficamente que el implante calza perfectamente, lo volvemos a retirar, lo cubrimos con yodoformo en polvo y volvemos a reinstalarlo definitivamente,

g) Colocamos la férula provisoria sin cementar en la cavidad que recibirá el implante,

h) Realizamos control clínico-radiográfico cada mes; a partir del tercer mes se puede tomar impresión para realizar la prótesis definitiva, que debe estar ferulizada siempre - con un pilar natural. Aún cuando a los tres meses la reconstrucción ósea del hueso esponjoso no es total, conviene instalar la prótesis definitiva,

i) Cementado de la prótesis definitiva, inclusive en la cavidad receptora del conector mayor,

j) Controles clínico-radiográficos, incluyendo articulación, una vez por año.

#### V) Pronóstico.

Por las características del implante y la reacción orgánica, el pronóstico de vida es muy grande siempre que se tengan en cuenta las reacciones biomecánicas.



Consideramos que este tipo de implante puede superar el tiempo de permanencia aun de las piezas naturales con alteraciones parodontales.

EXPERIMENTO PARA EVALUACION HISTOLOGICA DE UN IMPLANTE DE  
HOJA SIMPLE Y HUESO CIRCUNDANTE

A un paciente de 53 años de edad, desdentado parcial, se le retiró un implante de hoja simple el cual estuvo implantado 16 meses. El implante no se cambió de lugar en la mandíbula; la zona desdentada era del lado derecho en la región del tercer molar. Junio, 1970.

Un mes después, como implante se colocó temporalmente una prótesis de cinco unidades, ésta se incorporó a dos premolares, primero y segundo molares ausentes, y el extremo distal terminal fue el implante. Los contactos oclusales se proporcionaron sobre todo diente en la prótesis provisional en el cierre de la trayectoria retrosiva, pero los contactos laterales no se incorporaron a la oclusión.

En octubre, 1971, el paciente no deseó la restauración odontológica y decidió que el implante se le retirara. Clínica y radiográficamente el implante fue exitoso por lo siguiente:

- 1.- Ausencia de dolor y de movilidad,
- 2.- Inhabilidad para sondear al surco circundante al -  
implante para una profundidad de más de 3 mm,
- 3.- Apariencia radiográfica de salud.

El implante fue retirado con hueso circundante, una -  
incisión fue hecha sobre el hueso donde el implante estuvo  
insertado y dos espesores llenos de hojas mucoperiosteales -  
se reflejaron. El hueso tuvo crecimiento sobre la cresta -  
del implante.

Una gran examinación del bloque de hueso reveló que la  
superficie coronal consistió de una densa cortical ósea per  
forada por un número de aperturas las cuales supusieron ser  
canales de Volkmann. El bloque de hueso-implante se fijó -  
en un amortiguador al 10% de formalina durante dos semanas,  
este tiempo prolongado de fijación aseguró la penetración -  
al hueso y tejido blando.

El espécimen se sumergió y bloqueó con resina acrílica  
de tal manera que ambas secciones, longitudinal y transver  
sal, pudieron ser hechas para que revelaran al hueso circun  
dante y el implante; estas secciones se cortaron consecuti  
vamente en secciones delgadas y aproximadamente de 100 mi  
cras de espesor, teñidas ligeramente con eosina para ser -  
examinadas.

Estas secciones se descalcificaron en 5% de ácido fórm  
ico, y la resina acrílica circundante y la sección de im  
plante se removió cuidadosamente. Las secciones entonces -  
se rehidrataron, y filtrando con parafina y bloqueando, tra

mos representativos se recortaron y tiñeron con hematoxilina y eosina.

Una unión colágena o pseudomembrana del implante al hueso fue observada, el origen de este epitelio no es conocido, pero las células pueden tener origen de cualquier superficie de mucosa epitelial durante los procedimientos quirúrgicos o de restos de epitelio dental o de la lámina dental, o de la raíz de la vaina epitelial de Herwig.

Paciente que murió con una dentadura implantada con doce años de colocación, que se reportó en 1969, 1970 y 1971. En 1972, se obtuvo de un cadáver una mandíbula con una dentadura subperiosteal colocada 15 años antes del fallecimiento. La mandíbula fue de un hombre de 50 años de edad quien tuvo que recibir una dentadura de implante subperiosteal de vitalio en 1956. 15 años después de su colocación, el paciente murió de oclusión masiva de las coronarias, durante los primeros 13 años que la dentadura estuvo en su sitio, su boca apareció clínicamente saludable y asintomática.

Durante los últimos años de vida del paciente, se deterioró su salud en general como resultado de varios ataques al corazón, y por beber agua contaminada con filtración de barril de hervida. Cada dos o tres meses experimentó malestar alrededor del estribo posterior, usualmente sobre el

lado derecho, en formación alrededor de uno o también del es-  
tribo anterior. Estas condiciones bajaron rápidamente des-  
pués de varios días de terapia antibiótica profiláctica.

Para obtener secciones completas ideales de tejido y -  
hueso descalcificado, los especímenes fueron sometidos a una  
prolongada deshidratación y procesos de aclaramiento por agi-  
tación constante e infiltración con parafina a bajo vacfo.

En años más recientes, este paciente se distinguió, man-  
tuvo infiltración periódica alrededor de varios estribos; es  
probable que todas las observaciones histológicas sean típi-  
cas de implantes subperiostiales en general, especialmente -  
donde las presiones son dispersadas como en una prótesis de  
arcada completa.

La ausencia de evidencia histológica de daño significa-  
tivo aproximado y adyacente al tejido, sugiere que el implan-  
te subperióstico completo de mandíbula está bien hecho y pue-  
de ofrecer a pacientes seleccionados muchos años de eficien-  
cia y comodidad inobtenida por otros métodos.

Investigación de Implantes Dentales con Ratas del Laborato-  
rio.

Se colocaron 21 implantes en 21 ratas, 19 de las cuales

fueron sacrificadas. Todos los animales mostraron salud, actividad y consumo normal de su dieta, fue evidente que el tejido circundante fue impermeablemente adaptado al implante y que hubo una aparente unión del epitelio a la superficie del titanio. La estructura total de la unión gingival-implante fue similar a la unión dentogingival normal en roedores, la unión epitelial se extendió aproximadamente 0.65 mm. hacia abajo del implante.

La examinación extraestructural de las secciones delgadas demostró que los hemidesmosomas se unieron en las células epiteliales y superficie de separación del titanio. Además las células epiteliales se fundieron para contener abundantes tonofilamentos.

Los hemidesmosomas entre las células epiteliales y el titanio fueron observadas en implantes retirados después de dos semanas, pero no en los especímenes de una semana; la presencia de hemidesmosomas en el material seccionado, es una función del tiempo en que las células epiteliales están en contacto al implante como bien al plano de sección.

Es difícil el establecimiento del tiempo preciso en que los hemidesmosomas se forman después de la inserción del implante; sin embargo, la formación de hemidesmosomas de células epiteliales puede ser rápidamente completada.

El tiempo requerido para la formación de un buen sellado epitelial con la superficie del implante de titanio, es más influenciado por el tiempo empleado por las células epiteliales para migrar sobre la superficie del titanio que por el tiempo requerido por las células epiteliales para producir estructuras apropiadas.

## IMPLANTES DE CARBON VITREO; ESTUDIO DE CINCO AÑOS EN BABUINOS

En los años recientes miles de pacientes han sido tratados con implantes dentales endóseos. Muchos recibieron - beneficios por largo tiempo; algunos han experimentado fallas a corto plazo; y otros han experimentando extensas pérdidas óseas y defectos irreversibles como resultado de la - sobreretención de implantes fallidos.

Desafortunadamente estudios bien controlados en animales y ensayos clínicos no han precedido a la introducción - de nuevas técnicas de implante a la práctica clínica. Consecuentemente la eficacia de los implantes no ha sido adecuadamente investigada y determinada.

Al inicio de los 70's con la ayuda y avance de los materiales y la tecnología computarizada, Grenoble y Kim desarrollaron e introdujeron el sistema de raíces dentarias de carbón vítreo a la Universidad del Sur de California. El - carbón elemental inicialmente se reconoció como candidato - para implantes en 1967, como un giro en la tecnología aeroespacial.

Kadefors y colaboradores; Benson; y Mooney y colaboradores, trabajando sobre aparatos ortopédicos y cardiovascu-



lares, condujeron un estudio piloto sobre este material y -  
demostraron su biocompatibilidad general. En estudios pre-  
liminarios con perros, Grenoble y Kim demostraron que los im-  
plantes de raíces dentales de carbón vítreo fueron capaces  
de autosoportarse.

El examen histológico de especímenes en función por -  
más de 15 meses mostró hueso viable en aposición cercana a  
la superficie del implante, sin evidencias de inflamación.  
Los estudios toxicológicos en sabuesos en 1971 en el centro  
de investigaciones Huntington en Baltimore, Mariland, mos-  
traron ausencia de anormalidades o efectos patológicos des-  
pués de 36 meses de diseñado o implantado el material. En  
base a estos animales y en estudios toxicológicos, Grenoble  
justifica el inicio de pruebas en humanos.

En las primeras pruebas clínicas en la Universidad del  
Sur de California se usaron técnicas idénticas a las usadas  
en los perros, sin ferulización, aún durante el período ini-  
cial de cicatrización. Las fallas prematuras ocurrieron en  
40 de los 43 implantes en humanos; consecuentemente el dise-  
ño original fue modificado con la adición de un surco largo  
proximal, y los 3 meses iniciales del período de feruliza-  
ción se incorporaron al protocolo de la investigación.

La retención inicial y el autoaporte a largo plazo me

mejoraron significativamente. En 1972, después de la observación de los primeros trabajos de Grenoble, representativos de la Unidad de Investigación de Trasplantes-Implantes Dentales de Harvard, concluyeron que mientras que los implantes de carbón vítreo tenían un potencial impresionante, además se necesitó primero efectuar el estudio en primates previo a su extensión a la aplicación clínica.

Por consiguiente con el soporte NIDR, se inició un programa en Harvard para determinar la eficacia de los implantes de carbón vítreo (VITRENT) como reemplazo autosuportado de dientes ausentes.

Este es el reporte final de la fase de 5 años de este programa. Se consignaron las siguientes preguntas:

1.- ¿Los implantes radiculares de carbón vítreo pueden resistir la función oclusal completa por largo tiempo?

2.- ¿La ferulización por largo tiempo es benéfica para estos implantes?

3.- ¿La inmovilidad y el hueso alveolar se pueden mantener bajo stress?

4.- ¿Cuáles son los indicadores más significativos del estado de los implantes?

5.- ¿Cuáles son los riesgos potenciales involucrados -  
en la implantación de carbón vítreo?

Conclusiones.

Los resultados de este estudio demuestran que los im-  
plantes radiculares de carbón vítreo (VITREDE<sup>NT</sup>) son capa-  
ces de retenerse por sí solos durante largo tiempo en babui  
nos (sobrevida de 70% en 5 años). Un alto porcentaje de -  
los hombres que sobrevivieron en función oclusal por un año,  
permanecieron inmóviles durante el estudio.

La ferulización más allá del período de cicatrización  
inicial no reduce la incidencia de movilidad ni incrementa  
la capacidad de los implantes para permanecer libres. El -  
ferulizado sólo previno temporalmente la pérdida de movili-  
dad de los implantes.

Muchos implantes de carbón vítreo asumieron un grado -  
incrementado de infraoclusión, conforme el estudio progresó,  
apareciendo en adelante como un resto estático de acuerdo a  
la continuación del desarrollo dentalveolar.

El fracaso del hueso para adaptarse a los implantes se  
hizo fácilmente evidente a los nueve meses. Esto contribu-  
yó indudablemente al 25% de los fracasos tempranos del tipo

de implantes de permanencia libre, en el año 1. Hubo una -  
pequeña evidencia de pérdida crónica de hueso de la cresta  
en implantes inmóviles, entre los años 1 y 5.

Las bolsas profundas y la inflamación gingival fueron  
generalmente mayores enrededor de los implantes que en los  
dientes naturales adyacentes. Sin embargo, este descubri-  
miento debió ser apreciado en la clara falta de higiene oral  
en los experimentos con monos.

Los indicadores más significativos del estado de los -  
implantes fueron la movilidad y las radiografías.

La transmisión del microscopio electrónico puede usar-  
se para diferenciar tipos celulares específicos a lo largo  
de la interfase intacta, lo cual no es posible con el mi-  
croscopio de luz.

Los resultados de dos años en humanos, en la fase de -  
ensayo clínico de este programa son mucho menos promisorios  
que los reportados en los monos.

## CONCLUSIONES

## CONCLUSIONES

En épocas pasadas las pérdidas dentarias implicaban un importante decremento en la masticación y en la estética de quien las sufría. Conforme fue pasando el tiempo se idearon formas de sustituir a los dientes perdidos, cada vez con mejores resultados, logrando así la recuperación de las funciones perdidas igualmente.

Una vez superadas las situaciones antes mencionadas hubo que enfrentarse a otras quizás de un mayor grado de dificultad en cuanto a su solución. Este tipo de situaciones requerían, además de la restitución dentaria, la restitución del medio de soporte y estabilidad de dichos dientes.

Fue así como se ideó una forma de sustituir dichos tejidos por medio de lo que se ha llamado IMPLANTES ODONTOLÓGICOS.

Aunque, como ha sido mencionado, la implantología oral se intentó desde épocas remotas, podemos considerar que es relativamente reciente su creación como una rama de la Odontología.

Por los motivos ya señalados en el transcurso de esta -

tesis, actualmente aún son más los fracasos que los éxitos - obtenidos; pues a pesar de la continua investigación de nuevos materiales y técnicas, aún no es posible obtener resultados del todo convincentes. Pero esto no quiere decir que se ha fracasado en este terreno, simplemente que aún se está en sus inicios y en cualquier momento se podrían lograr los resultados deseados mediante el hallazgo de materiales y técnicas idóneos.

Así sabemos que aunque en este momento no es factible - recurrir a los implantes ante cualquier situación patológica que pareciera tener su solución en ellos, sí conviene tenerlos en cuenta, y mediante un diagnóstico, elección de material y técnica apropiados, podemos ofrecer un tratamiento - conveniente en determinados pacientes.

## BIBLIOGRAFIA



## BIBLIOGRAFIA

- Akagawa, Y.: TISSUE REACTION TO IMPLANTED BIOMATERIALS, J. -  
Prosthet. Dent. 53: 681-685, May, 1985
- Atwood, A.D.: A PERSONAL PERSPECTIVE OF IMPLANT DENTISTRY, -  
J. Prosthet. Dent. 51: 801-803, Jun, 1984
- Benson, D.: TISSUE CONSIDERATIONS FOR MANDIBULAR SUBPERIOS-  
TEAL IMPLANTS, J. Prosthet. Dent. 37: 67-73, Jan, 1977
- Bobbio, A.: O PARAFUSO COMO IMPLANTE IMEDIATO ENDO ALVEOLAR,  
Ars Curandi Odontologia, 10,1: 17-25, Ene-Feb, 1984
- Bodine, L.R.: LONG-TERM IMPLANT DENTURE HISTOLOGY AND COMPAR  
ISON WITH PREVIOUS REPORTS, J. Prosthet. Dent. 35: 665-673,  
Jun, 1976
- Brent, M.: A METHOD OF OBTAINING AN EPITHELIAL ATTACHMENT ON  
AN ENDOSSEOUS IMPLANT, J. Prosthet. Dent. 45: 550-557, May,  
1981
- Filipponi, H.: IMPORTANCIA DE LA SALUD COLAGENA, Conector. -  
6, 42-44, 297-302, Mar, 1983
- Fonrodona, J.: EL IMPLANTE YUXTA-INTRAOSEO EN ESTRUCTURA UNI  
CA PARA ARCOS CON ESCASO HUESO, Rev. Fed. Odont. Col. 27, -  
132, 54-65, Enc-Mar, 1980
- Ftollberg, G.: FISICA. FUNDAMENTOS Y FRONTERAS, México, Pu-  
blicaciones Culturales, 1971, pp. 448

- Garrone, A.: IMPRESIONES DEFINITIVAS EN REHABILITACION CON -  
IMPLANTES, Conector. 4-6, 39-41, 259-263, Oct-Jun, 1982
- Gerfhkoff, A.: DENTADURAS IMPLANTADAS, Buenos Aires (Arg.),  
Librerfa Panamericana, 1961, pp. 13-17, 95-109, 152-158
- Gettleman, L.: EFFECT OF RAPID CURING PROCEDURES ON POLYMER  
IMPLANT MATERIALS, J. Prosthet. Dent. 37: 74-82, Jan, 1977
- Ham, A.W.: TRATADO DE HISTOLOGIA, 7a. Ed. México, Interameri  
cana, 1975, pp. 190-202
- Hodosh, M.: STRENGTH AND BIOCOMPATIBILITY OF POLYMETHACRYLA-  
TE-SILICI COMPOSITE DENTAL IMPLANT MATERIALS, J. Prosthet. -  
Dent, 43: 197-203, Feb, 1980
- Kavanagh, P.: A RODENT MODEL FOR THE INVESTIGATION OF DENTAL  
IMPLANTS, J. Prosthet. Dent. 54: 252-256, Aug, 1985
- Kruger, G.: TRATADO DE CIRUGIA BUCAL, 4a. Ed. México, Intera  
mericana, 1982, pp. 386-389
- Lavelle, C.: A NEW IMPLANT PHILOSOPHY, J. Prosthet. Dent. 43:  
71-76, Jan, 1980
- Lazzari, E.P.: BIOQUIMICA FUNDAMENTAL, 2a. Ed. México, Inte-  
ramericana, 1981, pp. 118-140, 162-173
- Mantilla, F.: SYNTHOGRAPH. NUEVA DIMENSION EN LA ODONTOLOGIA,  
Rev. Fed. Odont. Col. 32, 145, 45-48, Abr-Jun, 1983
- Mc Kinney, R.: THE BIOLOGIC RESPONSE TO THE SINGLE CRYSTAL -  
SAPPHIRE ENDOSTIAL DENTAL IMPLANTS: SCANNING ELECTRON MI-  
CROSCOPIC OBSERVATIONS, J. Prosthet. Dent. 51: 372-379, Mar,  
1984

- Muratori, G.: IMPLANTES E INFECCION FOCAL, Conector. 4-6, -  
39-41, 251-258, Oct-Jun, 1982
- O'Brien, W.J.: MATERIALES DENTALES Y SU SELECCION, Buenos Aires, Panamericana, 1980, pp. 17-35
- Phillips, R.W.: LA CIENCIA DE LOS MATERIALES DENTALES, 7a. -  
Ed. México, Interamericana, 1981, pp. 247-256
- Rams, T.E.: THE SUBGINGIVAL MICROBIAL FLORA ASSOCIATED WITH  
HUMAN DENTAL IMPLANTS, J. Prosthet. Dent. 51: 529-533, Apr,  
1984
- Ramfjord, S.P.: OCLUSION, 2a. Ed. México, Interamericana, -  
1983, pp. 149-182
- Rillo, C.: IMPLANTES INTRAOSEOS CERAMICOS. IMPLANTE Y TECNI-  
CAS ARGENTINAS, Conector. 4-6, 39-41, 264-271, Oct-Jun, 1982
- Rillo, C.: CORROSION Y METALOSIS, Conector. 6, 42-44, 288-296,  
Mar, 1983
- Rinaldi, W.A.: BIOMECHANICAL CONSIDERATIONS IN IMPLANT PROS-  
THODONTICS, J. Prosthet. Dent. 50: 220-222, Aug, 1983
- Schnitman, P.A.: VITREOUS CARBON IMPLANTS: A FIVE-YEAR STUDY  
IN BABOONS, J. Prosthet. Dent. 44: 190-199, Aug, 1980
- Sharry, J.J.: COMPLETE DENTURE PROSTHODONTICS, 3a. Ed. United  
States of America, McGraw Hill, 1974, pp. 331-346
- Shillingburg, H.T.: FUNDAMENTOS DE PROSTODONCIA FIJA, México,  
Prensa Médica Mexicana, 1983, pp. 13-45

Silbiger, E.: COMENTARIOS GERAIS E REVISAO PARCIAL DA LITERA  
TURA SOBRE CERAMICA E CARBONO VITREO, Arch. Cent. Est. Cur.  
Odont. 18: 31-35, Ene-Dic, 1981

Smithloff, M.: A CLINICAL AND HISTOLOGIC EVALUATION OF A SIN  
GLE BLADE IMPLANT AND SURROUNDING BONE, J. Prosthet. Dent. -  
33: 427-431, Apr, 1975

Toth, R.W.: SOFT TISSUE RESPONSE TO ENDOSSEOUS TITANIUM ORAL  
IMPLANTS, J. Prosthet. Dent. 54: 564-566, Oct, 1985

Weiss, C.: IMPLANTES DENTALES: DIAGNOSTICO DIFERENCIAL Y -  
PLAN DE TRATAMIENTO, O.M. 19-29, Ago-Sep, 1981

Zanb, G.A.: THE EFFECTS OF CEMENTED AND UNCEMENTED ENDOSSEOUS  
IMPLANTS, J. Prosthet. Dent. 42: 202-210, Aug, 1979