

U. B.
G. Lopez

369
24

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

[Handwritten signature]

SEMINARIO DE TITULACION

TESINA

GENERALIDADES DE IMPLANTODONTOLOGIA

VAZQUEZ LOPEZ LAURA ISELA

MEXICO D. F.

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

1990



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.

TESIS CON FALLA DE ORIGEN

I N D I C E

Pág.

I	INTRODUCCION	1
II	CONSIDERACIONES GENERALES	
	Definición	3
D	Diagnóstico	4
	Objetivos	4
	Elementos de éxito	5
	Elementos de fracaso	5
	Clasificaciones	6
III	DISEÑOS	
	Implantes Intraóseos	7
	Implantes Subperióísticos o Yuxtaóseos	10
	Implantes Intradentarios	11
IV	MATERIALES Y BIOCOMPATIBILIDAD	
	Importancia de la Salud Colágena	13
	Reacción Tissular a los Biomateriales Implantados	18
	La Flora Microbiana Subgingival Asociada con los	
	Implantes Dentarios Humanos	24
	Synthograph	27
	Cerámica y Carbón Vítreo	29
	Respuesta de los Tejidos Blandos a los Implantes	
	Endóseos de Titanio	35
V	CONSIDERACIONES PROSTODÉNTICAS	
	Principios Biomecánicos	41
	Estructura Unica para Arcos con Escaso Hueso	42
VI	CONCLUSIONES	46
VII	BIBLIOGRAFIA	48

INTRODUCCION

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

El primer metal que fué introducido al organismo fue el alambre de hierro, y que al no dar el resultado esperado - obligo 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 traía 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 1934 Ciarrold insertó todos los tipos de metales usados 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 electrolítica, 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.

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 (1888), plata: Favro (1901), los cuales fracasaron por infección e invaginación del epitelio. Sin embargo, los im-

Plantas 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, zirconio 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.

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, Formigini (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 1976, Homsey demostro 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.

DEFINICION

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 protodóntica.

DIAGNOSTICO

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 protodóntica. Por lo que la cooperación de equipo entre ambas es esencial. Ya que los implantes son usados para agregar soporte a una protodoncia y para contrarrestar el arco de deflexión de la misma.

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 prótesis sin implante),
- 3.- Condiciones tisulares adecuadas:
 - a) Tejido concundante suficiente unido al periostio,
 - b) Fibras no resilentes.

Elementos de fracaso:

- 1.- El principal es al no adherirse la encía 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.- ¿Que 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.

CLASIFICACION

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) Endoóseos.- 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.

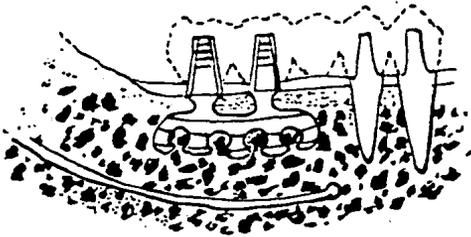
DISEÑOS

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.



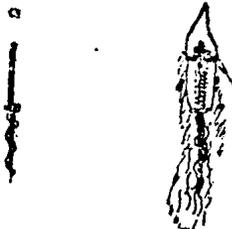
b) Agujas.- Son estructuras aplicadas directamente en el interior del hueso esponjoso. El material con que se les fabrica es el tantalio y tienen un diámetro de 1.2 mm.

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.

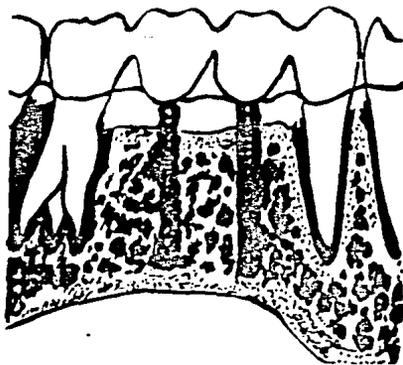


c) Pivote o Espiga.- A estos implantes se les dá la forma de las raíces dentarias. Se implantan en alvéolos frescos o creados quirúrgicamente.

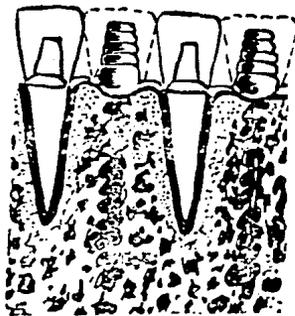
Los materiales que han sido utilizados para la confección de este tipo de implantes son el oro, el platino cubierto con plomo, el plomo, el platino, la plata, la porcelana y el acrílico.



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 rodea al metal y las trabéculas óseas que se forman entre sus mallas dificulten la expulsión del implante por el epitelio.

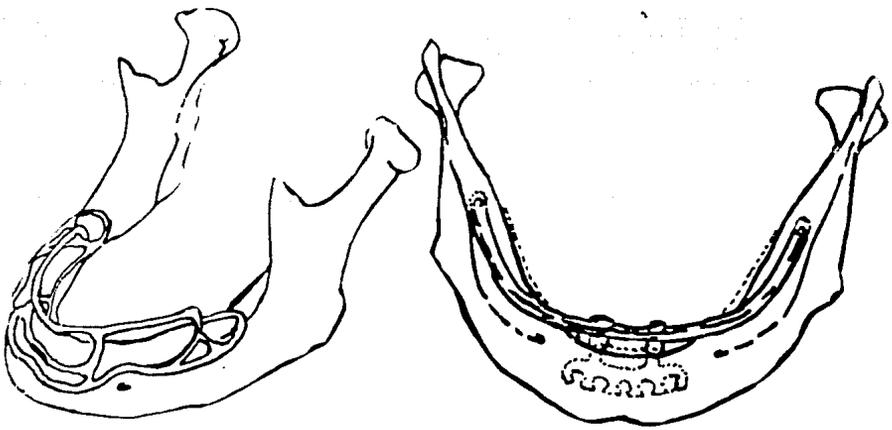


B.- Implantes subperiósticos o Yuxtaóseos:

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.

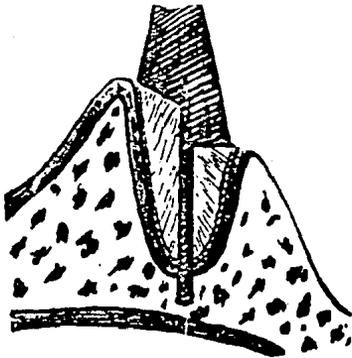
En estos implantes se coloca además un implante de navaja entre los agujeros mentonianos.



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.



IMPORTANCIA DE LA SALUD COLAGENA

Como en todas las áreas de la Odontología, la Implanto-dontología (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 parodontal, 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 pseudopericodonto desempeña un papel preponderante, ya que gra-

cias 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 puede 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 fisiológicas de elasticidad que dependen 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 mu copolisacáridos-proteína en base a su propiedad polismiótica, 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 mu copolisacáridos (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 resorción.

Esta disminución de calidad mecánica amortiguadora es debido al empobrecimiento de la sustancia fundamental en condroitinsulfato, 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:

<u>CAUSA</u>	FALTA O DEBILITAMIENTO FUNCIO-
PREDISPOSICION ORGANICA	NAL DEL PSEUDOPERIODONTO

Otra causa la aclara la ley de Roux: "Debe distinguirse en la vida 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 anatómico-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".

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 disección roma. Una muestra esterilizada fue insertada direc-

tamente 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 fijados en una solución de formol. Después de quitar las muestras de material contenidas en el tejido, los bloques de tejido fueron seccionados transversalmente donde se encontraba la muestra de material implantado. Las secciones de tejido de 4 micras de grosor fueron teñidas con hematoxilina y eosina 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 quirúrgica 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 4 micras de grosor fueron teñidas con hematoxilina y eosina.

Resultados.

Implantación cutánea.- A los 3 días fue observado teji-

do 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 fibrosa 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 al rededor de los implantes con PMMA, pero no fue prominente al rededor 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 implantes 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.

sión, 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 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 oscila

ron entre los 54 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 gingivales 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.

Synthograph:

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 alveolar, de lo que se ha concluido:

Levin, Getter y Outright (1976), radiográficamente se aprecia el éxito en caso severo de atrofia marginal en diente con pronóstico de extracción, al control a 25 meses; después lo enseño firme y como pilar de una prótesis parcial renovable.

Nery y Lynch (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 substancias 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 hidroxapatita - 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 CEROSIUM. 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 período 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 óxidos de silicio.

La biocompatibilidad de las cerámicas puede considerarse como aceptable de acuerdo con las conclusiones de trabajos como los de Hamiter 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, demost

con 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 fobroso 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 ENDOSECS 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 visible 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 tumores a nivel experimental.

Inmunología.

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 de im-
plante de tejido completamente usado y abrasión, muy comu-
nes en los implantes de titanio.

Al teñir con el método de Perls, tejidos blandos alre-
dedor de tornillos de titanio (o láminas o pins), se demos-
traron las combinaciones de partículas tipo A y B. Las par-
tículas 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 apa-
recer 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-grisá-
cea en zonas de tejidos nuevos y regiones de fibrosis de pe-
riimplantes. Las partículas tipo B son fundidas como inclu-
siones 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 difundi-
das dentro de la capa de óxido, y de acuerdo a ciertas con-
diciones, pueden reaccionar con elementos del óxido para -
formar algún número de productos. Por lo tanto, la respues-
ta tisular para el implante es determinada por las propieda-
des 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 calidad 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 indica-

ción 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 semejabán 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 calidad 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 acompa-

ESTA TESIS NO DEBE SALIR DE LA BIBLIOTECA

ñados 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, en tonces 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 gíngiva y hueso alveolar dentro del cemento y superficie radicular, los mecanismos - de defensa del implante son virtualmente idénticos con respecto al epitelial. A rato 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 pla

ca 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.

PRINCIPIOS BIOMECAÑICOS

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 delimitada.

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 muñon 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 maxilar, 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 debemos 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 muñon descansen a lo sumo dos p^onticos o más si actuamos sobre un hueso resistente.

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 ODONTOLOGICOS.

Aunque, como ha sido mencionado, la implantología oral se intento 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 - convincente en determinados pacientes.

BIBLIOGRAFIA

- Akagawa, Y.: TISSUE REACTION TO IMPLANTED BIOMATERIALS, J. -
prosthet. Dent. 53: 681-685, May, 1985
- Filipponi, H.: IMPORTANCIA DE LA SALUS COLAGENA, Conector. -
6, 42-44, 297-302, Mar, 1983
- Fonrodona, J.: EL IMPLANTE YUXTA-INTRAOSSEO EN ESTRUCTURA UNI
CA PARA ARCOS CON ESCASO HUESO, Rev. Fed. Odont. Col. 27, -
132, 54-65, Ene-Mar, 1980
- Ftollberg, G.: FISICA FUNDAMENTOS Y FRONTERAS, México, pu-
blicaciones Culturales, 1971, pp. 448
- Ham, A.w.: TRATADO DE HISTOLOGIA, 7a Ed. México, Interameri-
cana 1975, pp.190-202
- Kruger, G.: TRATADO DE CIRUGIA BUCAL, 4a Ed. México, Intera-
mericana, 1982, pp. 386-389
- 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, 1985
- Rams, T.E.: THE SUBGINGIVAL MICROBIAL FLORA ASSOCIATES WITH
HUMAN DENTAL IMPLANTS, J. Prosthet. Dent. 51: 529-533, Apr,
1984
- Rinaldi, W.A.: BIOCHEMICAL CONSIDERATIONS IN IMPACT PROS=
THODONTIOS, J. Prosthet. Dent. 44: 190-199, Aug, 1980
- Silbiger, E.: COMENTARIOS GERAIS E REVISAO PARCIAL DA LITERA
TURA SOBRE CERAMICA E CARBONO VITREO, Arch. Cent. Est. Cur.
Odont. 18: 31-35 Ene 1984 - 48 -