

335
14j

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO
(Facultad de Odontología)

IMPLANTES DE CERAMICA DENSA APATITA / TITANIO EN
CORONAS Y PUENTES

PRESENTADO POR:

Irma María De La Peña Figueredo.

3577052-0

PRESENTADO A:

Dr. Javier Díez de Bonilla C.

COPIARE DE 1988

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



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.

INTRODUCCION

El implante ha llamado mi atención desde hace mucho tiempo, porque pienso es una alternativa para el paciente.

No deja de ser alternativas elitistas tanto clínica como económicamente, por la sociedad que nos mueve no sólo en odontología sino también en otros aspectos de la vida diaria; ojala el implante llegue a nosotros los cirujanos dentistas con más oportunidad para que no sólo se concentré en un grupo de ellos y así reducir económicamente su costo.

Con este pequeño trabajo, sobre implantes de cerámica densa apatita/titanio, doy un pequeño paso hacia unos de los aspectos que me gustan de la carrera..

En este trabajo se explica desde la fabricación del implante hasta casos clínicos que básicamente se explican en las diapositivas.

LA REACCION DEL AREA DE LA CERAMICA DENSA APATITA EN UN MEDIO FISIOLOGICO.

La reacción de la ceramica densa apatita (azul, blanca y gris) fue determinada después de la imersión de la ceramica en una solución fisiologica, por medio de un espectroscopio electrónico Auger (AES) también como con el espectroscopio de reflexión infraroja (IRRS). La profundidad de escape de los electrones secundarios fueron en el orden de 200 nm para AES. La información de profundidad para IRRS fué aproximadamente de 0.5 μ m.

Las condiciones experimentales para AES fueron las siguientes:

1. Condiciones de corrosión. 0 horas, 1 hora, 22 horas, 97.5 horas y 238.5 horas en amortiguador HCl Tris (280 milliosmoles) a 37°C. El area de la muestra en volumen de solución fué aproximadamente de 0.5 cm⁻¹.
2. Medidas.
 - a. Presion ambiente 1×10^{-6} torr.
 - b. Energía del rayo 3 KV.
Corriente del rayo 5 μ A
 - c. Voltage de modulación 5V.
 - d. Angulo de incidencia del rayo 45°.

Las condiciones experimentales para IRRS fueron como sigue:

Las muestras de ceramica densa apatita fueron colocadas en un recipiente y expuestas a 1ml/min. La corriente del amortiguador HCl Tris (280 millicsmoles) a 37°C por 48

horas. Las muestras así corroidas y no corroidas fueron montadas en un espectrofotometro infrarojo Perkin-Elmer 467 para determinar los cambios químicos en la estructura de la superficie del material del implante.

Espectroscopio electrónico Auger

Los datos obtenidos con AES fueron analizados tomando relaciones de altura punta a punta para Ca/O, P/O y Ca/P. La tabla I nos muestra los valores registrados. Se puede concluir que la composición de la region de la superficie cercana de la ceramica densa apatita no cambia significativamente la sobreexposición a la solución amortiguadora HCl Tris. La relación Ca/P, sin embargo difiere de la hidroxiapatita estandar, donde fué de 6.5. Talves la superficie sin corroer tiene ya un tanto aumentada la concentración de Calcio.

TABLA I

Tiempo (Hs)	DAC Azul			DAC Blanco			DAC Gris		
	CaO	PO	CaP	CaO	PO	CaP	CaO	PO	CaP
0	1.22	0.14	8.79	1.32	0.15	9.01	1.21	0.18	6.88
1	1.31	0.15	8.75	1.34	0.16	8.59	1.32	0.16	8.01
22	1.35	0.14	9.93	1.35	0.17	7.77	1.35	0.17	8.06
97.5	1.31	0.13	9.85	1.34	0.16	8.31	1.33	0.15	8.75
238.5	1.27	0.17	7.46	1.34	0.17	8.03	1.24	0.14	8.55

Espectroscopio de luz infraroja

La figura 1 nos muestra dos espectros tipicos de un area azul DAC corroida y sin corroer. Tan lejos como pueda ser visto este espectro de la estructura de hidroxiapatita es

preservada y no cambia a la sobreexposición de la solución fisiológica.

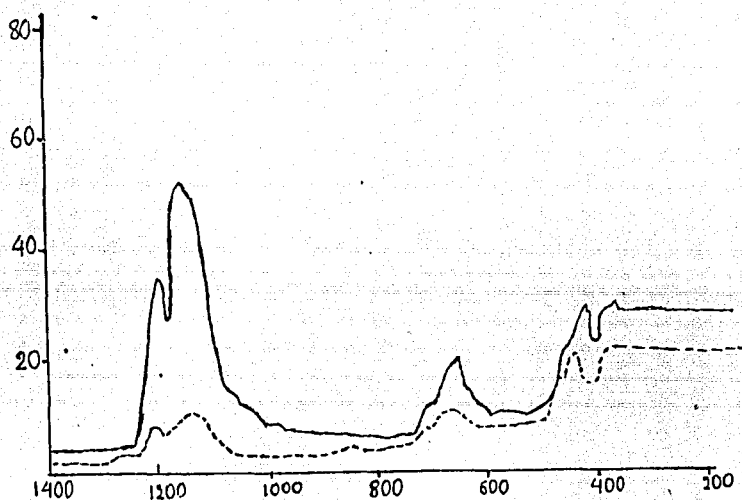


Fig 1. Espectroscopio de reflexión infraroja de una superficie de hidroxiapatita en una solución fisiológica (Gráfica inferior) y una superficie de hidroxiapatita sin corroer (Gráfica más superior). la corrosion in vitro no cambia la estructura del area de la hidroxiapatita. sin embargo, una diferencia en intensidad de los dos espectros puede notarse.

IMPLANTES DE CERAMICA DENSA APATITA/TITANIO EN CORONAS Y PUENTES.

Los resultados obtenidos con implantes DAC sumergidos en odontología protésica preventiva permite el uso de implantes DAC con superestructuras permucosas en odontología protésica restaurativa. Es completamente obvio que, en cuanto la situación mecánica, las condiciones clínicas para los implantes DAC con superestructuras son bastante diferentes de implantes sumergidos bajo dentaduras completas inferiores o dentaduras parciales fijas. Además de las cargas de las fuerzas de la masticación, una diferencia adicional importante es la presencia de un "porte d'entrée" en el medio ambiente bucal. En cuanto a las fuerzas de la masticación, el material DAC en sí es quebradizo para resistir las cargas de la calidad mecánica del diente natural. (De Putter, 1983).

Por lo tanto, un implante, compuesto de una capa de material DAC, por interfase con hueso alveolar y un núcleo de titanio para fuerza, fué diseñado. Este implante es llamado un DACTI (Implante cerámica densa apatita/titanio; fig. 2.).

Para prevenir la deformación del núcleo de titanio y la consecuente ruptura de la cubierta cerámica DAC, parecía seguro suponer que las fuerzas del núcleo de titanio podrían igualar las fuerzas de un diente tratado endodónticamente con poste y núcleo normalmente presente en el sitio de la implantación. La resistencia de un poste esta principalmente determinada por su diámetro. En un diente natural la situación del diámetro pergingival de un diente con una sola raíz es aproximadamente de 6mm. Sobre ver sin embargo, si un implante fuera hecho de un material tan resistente como el titanio

debe tener también un diámetro de 6 mm.

Nos permitimos suponer que un diámetro de 4 mm es suficiente para un poste de titanio que resista las fuerzas de la masticación. A este diámetro de 4 mm debe ser agregado un mínimo de 1mm por la cubierta del DAC, el diámetro total del implante sera 5 mm. Para mantener el implante, tendra que ser soportado por una capa de hueso con un espesor de hueso tanto en el lado vestibular y el lingual o palatino. Los pacientes que requieren implantes de dientes con una so la raíz por lo tanto deben tener un mínimo de espesor de cresta alveolar de 9mm (Fig. 3 y 4). Otro factor estrechamente relacionado con el tamaño de un implante es la su perficie funcional del perimplante. La raíz del diente natural tiene una cubierta funcional periodontal. La superfi cie radicular esta conectada al hueso alveolar por medio del parodonto. Una superficie de peri-implante anquilosado con implantes DACTI, sería inferior en una relación funcional a un tipo de union periodontal debe tener al menos la misma area de superficie de union al hueso como la raíz de un diente natural presenta en el sitio de implantación. Se puede concluir que un diente con una sola raíz con un diámetro perigingival de 7 mm y una longitud de 14 mm tendrá que ser remplazado por un implante cilindrico con un diámetro de 5mm y una longitud aproximadamente de 12 mm. La cavidad de la implantación para sustituir un diente con una sola raíz por lo tanto debe tener 9 mm de ancho y tener es pacio para un implante con una longitud de 12 mm. Debe ser recalcado que un implante no debe interferir con estructuras como el canal mandibular, foramen mentoniano o seno (fig. 5) .

Nuestra presente experiencia podría sugerir que, si de

area del peri-implante de un implante DACTI es igual o más largo que la superficie parodontal de la raíz dental reemplazada, una corona de implante permanente única puede ser colocada. Sin embargo si el area del peri-implante es más pequeña que la superficie parodontal de la raíz del diente, la corona del implante debe ser sujeta a la restauración del diente adyacente. Por este medio, el implante DACTI tendrá soporte adicional contra la oclusión y fuerzas de la articulación.

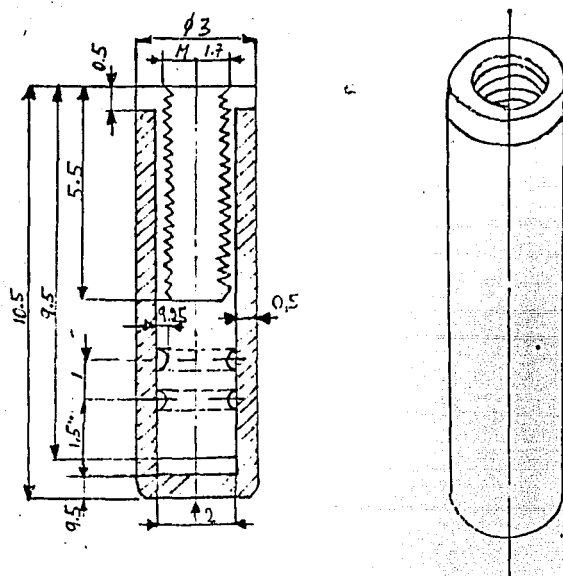
Hasta aca se ha discutido sobre los aspectos generales del implante en coronas y puentes, describiendo la preparación de los implantes y su uso como pilares para una corona o una corona conectada a la restauración de un diente vecino.

PREPARACION DEL TUBO DAC.

El polvo disuuesto comercialmente (polvo A) o el polvo hecho en laboratorio (polvo B) pueden ser usados, El polvo de apatita es precompresionado (82.5 MN/m^2) en un dado de metal, produciendo una densidad de 44%. El polvo compacto es entonces calentado de acuerdo al programa de producción A (fig. -6). El bloque (suave-fijo) de cerámica puede entonces ser fácilmente fabricado dentro de tubos cilindricos sobre un torno. Después de eso, obtener densidad de 97 a 99%, Los tubos son finalmente almacenados según el programa de fabricación, B (fig. -6). Esto implica una medida sustancial de contracción. Las figuras 7 y 8 nos muestran los diferentes componentes durante el procedimiento de sintetización. La figura 9, las medidas de un tubo

estandar DACTI.

IMPLANTE ESTANDAR



NUCLEO DE TITANIO



TUBO DE CERA ICA DENSA APATITA

FIG. 9 . Dibujo de un implante estandar DACTI con un diametro de 3 mm.

LA CEMENTACION DEL NÚCLEO DE TITANIO

Después del ajuste del tornillo cubierto dentro del núcleo de titanio y el ajuste del núcleo de titanio dentro del tubo DAC hayan sido checados, los tres componentes son limpiados en el aparato ultrasonico y esterilizado. Después de la esterilización, los componentes son tomados solo con guantes esteriles. El implante DACTI es unido por cementación del núcleo de titanio bajo presión en el tubo DAC (Fig. 9) .

Un medio cementante tan usado en coronas rutinarias y puentes de trabajo es cuidadosamente aplicado al surco y porción más baja del núcleo de titanio. Una gota de cemento es unida al boton del nucleo de titanio. El núcleo de Titanio es entonces insertado dentro del tubo DAC y los restos de cemento son cuidadosamente removidos con un explorador. El implante DACI es entonces colocado entre pinzas y una constante fuerza es ejercida por 10 minutos. Mientras tanto la capa ultradelgada de cemento en el margen entre el núcleo de titanio y el tubo DAC es removido con un explorador y jeringa de agua. Después de la cementación el area DAC es cuidadosamente checada, con un lente de aumento, para ver restos de cemento. Cuando el area esta completamente limpia, el tornillo cubierto es suavemente aplicado y el implante DACTI (FIG. 2) es guardado hasta ser usado, en un recipiente de vidrio esteril.

El espacio entre el apice del núcleo de titanio y el boton del tubo DAC trabaja como una valvula para el cemento. De otra manera no podría ser posible colocar el núcleo de titanio perfectamente dentro del tubo DAC,

ESTA TERCERA PARTE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

Aparte de la cementación, se está también experimentando con la sintetización del tubo de hidroxapatita al núcleo de titanio. Sin embargo el principio es el mismo: Biocompatibilidad del hueso por la hidroxapatita y titanio para la resistencia.

EL PROCEDIMIENTO DE IMPLANTACION

Pacientes con uno o dos dientes perdidos fueron seleccionados para la implantación. Tratamiento inicial con la implantación de un implante DACTI sumergido. Una capa de mucoperiosteó es levantada, y un canal piloto se corta dentro del hueso disponible, una fresa más pequeña o más larga es entonces usada para preparar la cavidad del implante. El implante es insertado dentro de la cavidad y la capa mucoperiosteica es recolocada, de esta manera el implante es sumergido (FIGS 10 a 15).

Los implantes DACTI son bien tolerados, y la cicatrización del sitio de implantación ocurre sin complicaciones. El fenómeno de rechazo no clínico tales como inflamación, fístula (formación), ulceración o dolor fueron observados.

Las radiografías muestran el hueso adherido estrechamente al área del implante. Sin embargo, alguna remodelación del hueso puede ser observada en la parte más sobresaliente del núcleo de titanio con su tornillo de cubierta.

Cuatro a cinco meses después de la implantación, una incisión es hecha en la punta de la cresta, la cubierta del tornillo es removida, y muescas semilunares son hechas en

la mucosa en el sitio de apertura del núcleo de titanio.

El mucoperiostio es suficientemente flexible para ajustarse estrechamente al cuello de la parte transmucosa pulida del implante endoseo. El resultado después de la inserción del poste en el presente estudio indicaron que el mismo nivel sostenido para postes y núcleos unidos al sistema DACTI endoseo.

En pocos pacientes una sola corona libre puede ser colocada en el poste y núcleo. Sin embargo, para muchos otros pacientes, es más seguro sostener el implante coronal a la corona y puente de trabajo. Sistemas DACTI únicos con una corona tendra un número limitado de posibles aplicaciones. La disponibilidad de soporte oseo limita seriamente la selección de pacientes adecuados o aptos. Después que la capa mucoperiostica ha sido levantada, el volumen de la cresta remanente pocas veces permite un implante de suficiente tamaño para sustituir a la raíz del diente natural en aquel sitio. Es completamente entendible si uno considera que después de la extracción del diente, la cresta se vuelve un borde de tejido y resorción en una dirección vertical.

Como explicación aclarar, si el tamaño del implante DACTI no es suficiente para sustituir a la raíz del diente natural, la corona del implante debe ser conectada a la restauración del diente contiguo.

Basicamente, puede discutirse que un metodo basado en una situación de diente de raíz natural anquilosada no es fisiológico. El tubo DAC, el cual es rígidamente cementado al núcleo de titanio puede ser considerado el homologo de la lámina dura. Una union tipo periodonto entre el DAC y el tubo

de titanio debe ser por supuesto preferible a permitir la transmisión de fuerzas tensivas a través del DAC al hueso. Se ha probado polihidroxietil metacrilato como un sustituto periodontal, pero las propiedades mecánicas probadas son insatisfactorias. Por suerte, sin embargo, parece que el hueso tocado posee suficiente elasticidad para prevenir la tensión funcional por aflojamiento de la unión directa entre el DAC y el hueso. Es probable porque implantes DACTI conectados al diente natural con un periodonto se encuentran en práctica función satisfactoria.

Implantes de material DAC y titanio pueden ser usados sucesivamente como pilares para superestructuras. Los implantes DAC se han encontrado ser fisiológicamente también como mecánicamente, compatibles con hueso alveolar. Debe ser acentuado que el margen entre el éxito del implante DAC y las fallas es muy pequeño; Cuando tratamos sobre períodos de tiempo más largos, complicaciones no clínicas pueden suceder; que se disuelva la unión química entre la apatita del hueso y la apatita cerámica del implante. En estos casos la superficie suave del implante DACTI puede ser fácilmente removida sin provocar ningún daño al hueso, a diferencia que pasa con filos y tornillos.

INDICE

INTRODUCCION

LA REACCION DEL AREA DE LA CERAMICA DENSA APATITA EN
UN MEDIO FISIOLÓGICO2, 3, 4

IMPLANTES DE CERAMICA DENSA APATITA/TITANIO EN CORONAS
Y PUENTES.....5 a la 12

BIBLIOGRAFIA

DENISSEN Harry, Hidroxylapatite implants, Editorial Piccin
Nuova Libreria, S.P.A., Padua, 1985. ISBN 88-299-0293-4
Italy. Capítulos 5 y 10.