

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

"IMPLANTES DE CERAMICA DENSO APATITA BAJO DENTADURAS PARCIALES FIJAS"

T E S I N A
=====

PRESENTADA POR:

IRMA BEATRIZ AGUILAR DOMINGUEZ

México, D. F., Octubre de 1988.



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.

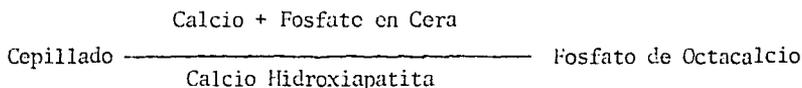
LAS PROPIEDADES DE LAS APATITAS.

La composición química y la microestructura de las apatitas son importantes para sus propiedades biológicas y mecánicas.

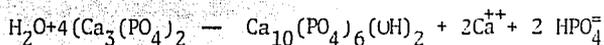
Composición Química.

La apatita, o en forma más precisa el calcio hidroxiapatita $(Ca_{10}PO_4)_6(OH)_2$ es el principal componente de los tejidos duros, como el hueso, la dentina y el esmalte. Una variedad de otras sales de fosfato de calcio están presentes ya sea al inicio del desarrollo de los tejidos duros o poco después de las etapas de desarrollo (Termine, 1972; Engstrom, 1972; Simpson, 1972; Hayek, 1967; Brown and Chow, 1976). Incluidas están el Fosfato de Octacalcio $(Ca_8H_2(PO_4)_6 \cdot 5H_2O)$, cepillado $(CaHPO_4 \cdot 2H_2O)$ y Pirofosfato de Calcio $(Ca_2P_2O_7)$. Además, la presencia de otras sales de fosfato de calcio, que son inestables bajo condiciones fisiológicas y que a largo plazo se transforman a fases estables, también se han reportado. Un importante ejemplo es el Fosfato Tricálcico $(Ca_3(PO_4)_2)$, que se sabe existe en 2 fases, Alfa y Beta con cerradura, que se forma a temperaturas elevadas (mayor que $1000^\circ C$) en aire seco, pero que reacciona con el agua para producir una substancia cristalográfica idéntica a la Hidroxiapatita (Hayek, 1967; Lenart, 1972).

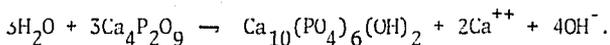
Las sales de Fosfato de Calcio en el hueso, que se describen arriba, existen en un equilibrio dinámico, que puede simplemente escribirse como se ve en el siguiente cuadro (Munzenberg, 1970; 1973):



El equilibrio favorece al calcio Hidroxiapatita. Como se puede ver, el Fosfato Tricálcico ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) no encuentra lugar en este esquema, a pesar de que se emplea frecuentemente como un material de inicio en la síntesis de Cerámicas degradables. Una explicación para esta ausencia la han dado varios autores (Skinner, 1975), y simplemente se basa en el hecho de que en la presencia de agua, $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ es inestable y reacciona para producir hidroxiapatita:



Esto significa que un polvo con un radio Calcio Fosfato de 3:2, que generalmente se llama Fosfato Tricálcico, no debe ser considerado como una cerradura, -- sino como una apatita defectuosa. Lo mismo es en el caso del Tetrafosfato de Calcio.



De ahí que, en cualquier implante, hecho de sales de Fosfato de Calcio con radio de Calcio Fosfato variando de 1:1 (cepillado) a 2:1 (Fosfato de Tetra-calcio) tendrán la misma superficie, cristalográficamente caracterizada por -- una estructura de apatita, debido a las interacciones con la cera. Esto significa que no se puede esperar ninguna diferencia biológica en tanto comportamiento interfacial, una conclusión que confirman diversos autores que han experimentado con sales de Fosfato de Calcio con radios de Calcio de Fosfato entre 1 y 2.

De acuerdo a Newesely (1977), en la ausencia de agua, el polvo de hidroxiapatita puro se descompone en alrededor de 1400°C hacia un Alfa c/cerradura ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) y $\text{Ca}_4\text{P}_2\text{O}_9$, mientras que las muestras con un contenido más alto de Fosfato (como la Hidroxiapatita con defectos de enrejado) pueden convertirse en Alfa con cerradura a alrededor de 1000°C, a lo que le sigue una transición a Beta con cerradura

que ocurre a los 1400°C. Sin embargo, la presencia de agua favorece la formación de estructuras con enrejados de apatita a estas temperaturas más altas.-- En la práctica, esto significa que cuando un polvo de Calcio Fosfato en el orden de 1.5 a 1.7 se almacena en una atmósfera conteniendo agua en temperaturas de hasta 1200-1300°C, cristalográficamente el producto terminal continuará siendo esencialmente una apatita.

Un material de Fosfato de Calcio que sea adecuado para implantes endóseos permanentes entonces por esto tendrá un radio de calcio fosfato de entre 1.5 y -- 1.7, produciendo calcio de hidroxiapatita y evitando las innecesarias fases de transición después de la implantación.

Microestructura.

El aspecto más importante de la microestructura de las cerámicas de apatita es la porosidad o densidad. Dos tipos pueden distinguirse (Peelen, 1978): Microporosidad y Macroporosidad. La microporosidad se relaciona a los espacios que están a la izquierda cuando las partículas de polvo no están completamente unidas después del almacenamiento. Puesto que las partículas tienen tamaños en el orden de micrones, microporos tendrán todas el mismo tamaño.

La macroporosidad, por otro lado, se relaciona a los poros que permiten el crecimiento interno de los huesos, esto significa que un diámetro más largo de -- 100 micrones se asocia con estos tipos de poros (Klawitter, 1970).

Los materiales densos (sin microporos) pueden encontrarse en la naturaleza o -- pueden ser hechos por técnicas de crecimiento de cristales, compactando y alma

cenando un polvo o por presión caliente. Monroe (1971) compactó y almacenó un producto comercial (CaP= 1.54), para obtener un material denso, desplegando el modelo de Rx de una hidroxiapatita bien cristalizada. La composición del mineral fue principalmente aquella de hidroxiapatita deshidratada y se reportó que la dureza fue la misma que la de una apatita natural.

Raja Rao (1974) almacenó los polvos de hidroxiapatita de una manera similar y obtuvo densidades de alrededor del 95% a una temperatura de 1200°C. Al mismo tiempo, Rootare (1974; 1978) empezó un estudio a profundidad de compactar y almacenar los polvos de hidroxiapatita comercial (con un radio de Calcio Fosfato de 1.5). También obtuvo materiales densos con un modelo de Rx de hidroxiapatita, que tenían propiedades mecánicas comparables con aquellas del esmalte, incluyendo una fuerza de compresión de alrededor de 400 MN/m². Sin embargo, ni uno de estos productos de densidad compactados y almacenados han sido evaluados biológicamente. Los primeros intentos para hacer esto fueron hechos por Nery (1975), quien utilizó un material de densidad hecho en una manera similar que la descrita por Hubbard (1974), en defectos del hueso producidos por cirugías. La mitad de los materiales densos consistieron de macroporos (con un diámetro entre 800-1000 micrones). El hueso nuevo se colocó directamente en y hacia dentro de la superficie del implante, y también creció dentro de los poros. No se observó ninguna degradación después de 6 meses del implante.

Jarcho (1977) ha estudiado las cerámicas de apatita densa y concluyó que estas cerámicas con densidades cerca del 100% no se degradan cuando se implantan en el hueso del fémur de un perro. Así que las cerámicas de apatita utilizadas en implante endóseo permanente deberán tener densidades cercanas al 100%; la microporosidad debe ser mínima para obtener la máxima bioestabilidad y una fuerza comparable con aquella del esmalte.

Osborn y Neweely (1980) reportaron sobre los aspectos dinámicos de la interfa se hueso-implante y concluyeron que la cerámica de hidroxiapatita es el único-material en el que todos los fenómenos osteotrópicos (epitaxi, afinidad de apa tita proteína así como un osteotropismo estructural) se combinan.

La Preparación de los Implantes de Cerámica de Densa Apatita.

Para la preparación de la cerámica se utilizan los polvos de apatita disponi- bles en el mercado de la compañía Merck Co., Darmstadt, Alemania (Polvo A) así como un polvo hecho en laboratorio (polvo B).

El polvo A consiste de aglomerados (pag.18) muy porosos que significan tamaños de 1-2 micras. El área de superficie específica como lo determina un análisis BET es de 59 m²/gram. El análisis de Rx del polvo muestra picos relativamente amplios de estructura de hidroxiapatita.

El polvo B se prepara de acuerdo a las instrucciones de Hayek (1963). Pese a- que es un método algo tedioso, debido a la naturaleza gelatinosa del precipita- do, produce un polvo muy finamente dividido con un área de superficie específi- ca muy alta (80-90 M²/gram).

El polvo es hidroxiapatita de una sola fase, como lo confirman la medida de de fracción de los Rx. La composición elemental está más cerca de la teoría 1 -- (Tabla I). El análisis espectroquímico muestra que este polvo es mas puro que el polvo 2 (Tabla II).

Los elementos de seguimiento pueden influir en el comportamiento biológico. La Tabla II muestra los resultados del análisis espectroquímico de ambos polvos -

(Peelen, 1978). La Tabla I da los contenidos de Calcio y Potasio.

TABLA I.- Análisis elemental de polvos de hidroxiapatita (Pesos Porcentaje)

	POLVO A	POLVO B
Calcio	37.50	37.20
Fósforo	17.30	17.40
Hidrógeno	0.50	0.50
Radio de Calcio/Fósforo	2.167	2.138
(Mol/Mol)	1.68	1.66

TABLA II.- Análisis Espectroquímico de Impurezas en los Polvos de Hidroxiapatita.

POLVO	Al	Cu	Fe	Mg	Mn	Na	Pb	Si
A	0.06	0.0001	0.1	0.2	0.3	0.3	0.0004	0.05
B	0.04	0.0008	0.004	0.005	0.0008	0.04	0.0007	0.02

Dos técnicas de preparación se utilizan para obtener los implantes de Cerámica de densa-apatita.

I. La preparación de implantes de cerámica de densa-apatita por compresión y subsecuente almacenamiento.

El polvo se precomprime en un dado perspex mediante un golpe arriba y bajo. -- Para prevenir que el polvo se pegue a la superficie interna del dado, se aplica ácido esteárico en alcohol como lubricante. Después de que el compacto del polvo se ha empujado hacia afuera, se coloca en un tubo de goma, traído bajo vacío y comprimido isostáticamente (100 MN/M²) en una vasija de presión que --

contiene aceite. Las muestras comprimidas de esta manera tienen una densidad de 44% (cuerpo verde) y se calientan en un grado de aumento de temperatura de 100°C/hora, en atmósfera de oxígeno húmedo durante 6 horas y enfriadas poco a poco a 100°C/hora.

II. Preparación de los implantes de cerámica de denso-apatita por presión - caliente continua.

Hace algunos años se desarrolló una técnica de almacenamiento completamente nueva, la llamada técnica continua de presión caliente. Esta ha sido extensamente descrita por Oudemans (1969). Básicamente el proceso difiere de la de almacenamiento en que el calor y la presión se aplican al mismo tiempo, y así permiten que se lleve a cabo la densificación en una temperatura mucho más baja que en el proceso normal de almacenamiento.

La compresión es continua. Parece que no se ha publicado ningún informe sobre hidroxiapatita sujeto a esta técnica continua de presión caliente, pese a que muchas ventajas son importantes.

Primero, el almacenamiento ocurre en 900°C, que está muy por debajo de la temperatura de descomposición de la hidroxiapatita. Segundo, el pequeño tamaño de grano puede originar un aumento hacia una fuerza mayor. La presión caliente continua es una técnica relativamente más rápida comparada con el almacenamiento convencional, pero está limitada por la geometría del producto de terminación, que siempre es una barra de diámetro limitado. Las barras de hidroxiapatita se preparan en una maquina de presión caliente continua. El dado se calienta a 900°C y la presión que se aplica en la parte de arriba es de -- 50 MN/M2. Bajo estas condiciones, el grado de presión es óptimo a 25 mm/Hora.

Las Propiedades Mecánicas y Físicas de las Cerámicas de Denso-Apatita.

Las propiedades de las cerámicas de denso apatita han sido determinadas empleando diferentes métodos.

El Análisis de difracción de RX se llevó a cabo en muestras de materiales de denso apatita como se reportó previamente en cerámicas porosas (Peelen, 1978).

La densidad de los materiales almacenados se calculó del peso y volumen de bloques bien definidos, de acuerdo al método de Prokic (1974). Las medidas se hicieron para obtener información sobre la microporosidad y homogeneidad del material.

Las medidas de dureza se hicieron utilizando una máquina de pruebas Zwick 3202 DIN No. 50133. La carga aplicada fue de 0.2 MN/M².

Medidas de Fuerza.- Las últimas medidas de la fuerza de compresión y tensil se realizaron con la máquina de prueba Zwick 1463. Ejemplos de las cerámicas se maquinaron en la forma de cilindros con un diámetro de 4 mm y de longitud de 6-7 mm y se probaron a una velocidad de 5 mm/minuto. La fuerza de impacto se determinó utilizando la máquina de prueba Zwick Dynstat 5106 (DIN No. 51230 y 53453).

La inercia del Doblamiento se determinó con la Zwick-Dynstat 5106 (DIN No. 51230/35452) a un promedio de doblamiento de 25° por minuto.

Datos que se dan abajo sobre cerámicas preparadas de los dos polvos de inicio y la aplicación de la técnica de presión caliente continua en uno de los polvos.

Preparación de Compresión y Almacenamiento Subsecuente.

Polvo A.- La Figura 2 muestra la densidad como una función de la máxima temperatura en un tiempo de almacenamiento de 6 horas. Una temperatura de 1300°C produce una densidad de 97%. Hasta 1400°C, el contenido de hidroxiapatita como se mide por la fracción de RX es alrededor de 95%, las otras fases son una mezcla de Alfa y Beta con cerradura. Arriba de 1400°C las muestras se determinaron rápidamente se desgastaron y fueron mecánicamente muy débiles. Muestras pulidas se grabaron termalmente y se evaluó la microestructura. El tamaño del grano mostró una distribución normal con un valor medio de 5.75 micrones y una desviación standard de 0.47. La Fig. 3 muestra una superficie típica fracturada. Otras propiedades se dan en la Tabla III bajo el encabezado de Merck: DAC Azul, (DAC significa una abreviación de Cerámica Densa Apatita).

Este método de obtener hidroxiapatitas densas es simple y permite la preparación de grandes muestras o de muestras largas. (Fig. 4).

La Fig. 5 muestra el programa de almacenamiento standard utilizado para la preparación de Cerámica densa apatita del polvo A.

Polvo B.- El polvo seco se comprimió y se calentó de la misma manera que el polvo A. No hubo diferencia en la densidad en temperaturas máximas entre 1000°C y 1100°C. Una temperatura relativamente baja, una densidad de 99.9% del valor teórico posible se encontró. (Fig. 2). El análisis de RX mostró sólo patrones o modelos de hidroxiapatita cristalina. El análisis microestructural, similar a aquél en las barras almacenadas de Polvo A, mostró una distribución normal de tamaños de grano. El valor medio es mucho más bajo que cuando se utiliza el polvo A, esto es, 0.9 micrones con una desviación standard de 0.49. Otras-

propiedades del material así obtenidas se presentan en la tabla III bajo el encabezado Hayek DAC blanco.

Este método consume tiempo, debido a la técnica tediosa e incómoda de la preparación del polvo. El tamaño de las muestras, sin embargo, es básicamente ilimitada, contrario a lo que encontró Jarcho (1976), quien reportó a un espesor máximo de 2-3 mm. Las cerámicas preparadas de este polvo mostraron ser mucho más translúcidas que aquéllas hechas del polvo A (Fig.4). La Fig. 5 muestra el programa de almacenamiento standard utilizado para la preparación de la cerámica densa apatita del polvo B.

Preparación mediante la Presión Caliente Continua.

Puesto que es tedioso hacer el polvo B, sólo el polvo A fue utilizado para la técnica de presión caliente continua. Se encontró que la cerámica no contenía una cantidad detectable de Alfa y Beta con cerradura. La ausencia de estas fases en la cerámica almacenada va de acuerdo con observaciones previas que mostraron que Alfa y Beta con cerradura, solamente ocurrieron en temperaturas mucho más altas. La cerámica se preparó en barras redondas con un diámetro de 17 mm (Fig. 4). La densidad fue de 97%. Otras propiedades se dan en la tabla III bajo el título Merck: DAC gris.

TABLA III.- PROPIEDADES.

	MERCK: DAC Azul	HAYEK: DAC Blanco	MERCK: DAC Gris	ESMALTE
Color	Azul	Blanco	Gris	
Fuerza de Compresión MN/M2	410 [±] 75	430 [±] 95	390 [±] 40	270
Fuerza Tensil MN/M2	39 [±] 4	38 [±] 4	48 [±] 5	70
Pureza Vickers MN/M2	4500	4500	4500	3400
Densidad	97%	99.9%	97%	80%
Polvo de Inicio	Barato Comer- cialmente dis- ponible	Es caro hecho en Laboratorio	Barato Comer- cialmente disponible	
Preparación	Fácilmente -- comprimido y almacenado	Fácilmente com- primible y al- macenaje y de- fácil compresión y almacenaje. incómoda prep. del polvo	Continúa - presión ca- liente baja temperatura Equipo aún no disponi- ble.	
Módulo de elasticidad MN/M2	1.1-1.3x10 ⁴	1.1-1.3x10 ⁴	0.7-0.8x10 ⁴	1.4x10 ⁴
Fuerza de Impacto MN/M2	0.18	0.16	0.21	
Inercia de doblaje MN/M2	2.8 [±] 0.2	3.1 [±] 0.3	2.9 [±] 0.2	

Implantes de Cerámica Denso Apatita bajo Dentaduras Parciales Fijas.

La pérdida de volumen de la curvatura vestibular de la cresta alveolar y después de la extracción de los dientes en la región anterior de la boca puede producir problemas estéticos para el paciente con dentaduras parciales arregladas o fijas. Una vez que ha ocurrido la reabsorción horizontal en el lugar de la extracción, el prostodoncista debe hacer puentes con porciones de raíz largas con volumen, de otra manera el defecto en el lugar de la cresta colapsada será visible, en la mayoría de los casos. Lo mismo, para este caso, se aplica a dentaduras parciales removibles. (Fig. 5, 93 y 94).

Sería más lógico prevenir el colapso de la curvatura vestibular de la cresta bajo dentaduras parciales fijas mediante la inserción de implantes DAC directamente después de la extracción de los dientes.

Este capítulo describe los implantes DAC que fueron colocados en los alvéolos vacíos de incisivos y cúspides, antes de colocar las dentaduras parciales fijas.

Los pacientes seleccionados para el implante fueron aquéllos que requirieron extracción en la región anterior de la boca. Los dientes que tuvieron que ser extraídos habrían drenado fístulas en forma refractaria al curetaje apical, después del tratamiento endodóntico (Fig.95).

En la mayoría de los casos, la perforación de la raíz fue la causa de la falla del tratamiento endodóntico y quirúrgico. (Fig. 96).

La técnica quirúrgica y la implantación fueron las mismas que se utilizaron para los implantes de dentaduras completas inferiores. (Fig. 97).

Se utilizaron implantes DAC de diferentes tamaños, azules, blancos y grises, la mayoría en la forma de un cono truncado o invertido. El ajuste de los implantes en el alvéolo del diente extraído fue siempre pobre. (Fig. 98).

La selección de pacientes con suficiente tejido gingival para el cierre primario restringió severamente el número de pacientes adecuados para el implante. Es obvio que la movilización del tejido mucoso tuvo que evitarse porque esto es contrario al propósito del procedimiento que es la manutención de la curvatura vestibular del tejido mucoso que cubre la cresta.

Un total de 21 implantes se colocaron en 14 pacientes como bajo dentaduras parciales fijas. El tiempo de observación fue de 5 años y más. Desaparecieron las radiolucencias, que estuvieron presentes directamente después del implante de los implantes mal ajustados, y el hueso cerró o rodeó los implantes durante el período de observación de 5 años. A pesar de que no se han tomado radiografías standard, parece que la densidad del hueso alrededor de la porción cervical de los implantes disminuyó, a medida de que pasaron los otros. Todos los implantes fueron retenidos en una posición sumergida sin dehiscencia. Una convexidad vestibular de la cresta alveolar en el lugar de los implantes, se preservó debido a la presencia física de los implantes. Algunas veces los implantes pudieron ser palpados, pero no se observó enrojecimiento debido a la irritación. Palpando, los lugares de los implantes se sentían igual que los lugares de las raíces de dientes naturales cuando las placas corticales son delgadas. (Figs. 99 a 124).

Estos resultados muestran que los implantes DAC previenen el colapso de la convexidad vestibular de la cresta alveolar bajo dentaduras parciales fijas por hasta 5 años después del implante. Aún mas, este tipo de construcción protética no ejerce presión en el tejido mucoso que queda sobre el implante. De ahí, que se eviten las dehiscencias si el implante está situado en el hueso, o en la ausencia de una placa de hueso, subperiostal. Este tipo de aplicación clínica de los implantes de DAC permite un grado de éxito del 100%, siempre y cuando la dentadura parcial fija esté en la boca.

Es claro que aun si un material de implante es completamente compatible y se une directamente y fuertemente al hueso alveolar, una situación clínica final favorable es una condición para que el implante se considere un éxito completo. Obviamente los implantes alcanzan una posición subperiostal, cuando las placas del hueso cortical del alvéolo son reabsorbidas.

Una consecuencia lógica de este aspecto de nuestra investigación es que es práctico de aplicar implantes DAC como sustitutos subperiostales en crestas alveolares defectuosas (Kent, 1980). Hemos utilizado DAC particulados para aumentar las crestas alveolares, así como material de ampaste o de llenado para defectos periodontales o periapicales.

FIG. 1.- La máquina de continua presión caliente desarrollada por Oudemans (1969) en los Laboratorios de Investigación Philips en Eindhoven, Holanda.

FIG. 2.- La densidad de las cerámicas de apatita comprimidas como función de temperatura, almacenamiento. Merck: DAC azul; Hayek: DAC blanco.

FIG. 3.- Muestra micrografica de electrón de la superficie fracturada de una densa-cerámica de apatita preparada de polvo de merck, utilizando la técnica de compresión y almacenamiento. Una barra blanca presenta 10 micrones, la total microporosidad es 3%, el diámetro de los microporos es aproximadamente de 1 micrón.

FIG. 4.- Materiales de implante en cerámica de apatita densa con polvos de inicio. De izquierda a derecha: DAC azul; DAC gris y DAC blanco.

FIG. 5.- Programa de Almacenamiento promedio. Programa A: Preparación de DAC azul.- Programa B: Preparación de DAC blanca.

FIG. 93.- Colapso del lado vestibular del surco alveolar debido a la extracción del central y lateral incisivos.

FIG. 94.- El mismo paciente de la Fig. 93. La pérdida de volumen del surco se va a enmascarar con la porción del acrílico de la dentadura removible.

FIG. 95.- Indicación para la extracción del segundo incisivo. Hay una gran radiolucidez periapical. La fístula que está drenando es tá presente.

FIG. 96.- El mismo paciente que la Fig. 95.- El diente extraído - tiene una perforación en la raíz.

FIG. 97.- Un implante blanco DAC se inserta en el alvéolo vacío -- del segundo incisivo para prevenir un colapso del surco en el lugar de la extracción.

FIG. 98.- Una radiografía del implante DAC del paciente de la Fig. 97. Inmediatamente después de la inserción. Puesto que el implante fue prefabricado, la forma fue tal que un espacio radiolucido - se dió entre el implante y las paredes del alveolo. (Flechas).

FIG. 99.- Una radiografía del implante DAC de la Fig. 98, un año - después de la implantación. Las radiolucencias han desaparecido.

FIG. 100.- El mismo paciente, 25 meses después de la implantación.

FIG. 101.- El mismo paciente, 48 meses después de la implantación.

FIG. 102.- El mismo paciente, 69 meses después de la implantación. No hay reabsorción del hueso alrededor del implante y el implante es una parte estable del surco.

FIG. 103. - Una fotografía del paciente con un puente fijo de 4 unidades y el implante DAC en el alvéolo de 22. (Mismo paciente que en las Figs. 95 a 102). La presencia física del implante preserva el contorno vestibular del surco alveolar en el lugar del implante. (Ver flechas).

FIG. 104. - Un implante DAC que parcialmente llena el alvéolo, inmediatamente después de la implantación.

FIG. 105. - El mismo implante que la Fig. 104, 5 meses después. Nótese la deposición apical del hueso alveolar en el implante.

FIG. 106. - Una fotografía de la boca del paciente de la Fig. 105, 5 años después de la implantación. Nótese el mantenimiento del volumen del surco en el lugar del implante.

FIG. 107. - Una radiografía de un implante DAC en el lugar de los 3 incisivos más bajos o de abajo, inmediatamente después de la implantación. El implante se coloca perpendicular a la posición común.

FIG. 108. - Sanación del lugar del implante, antes de tomar la impresión para un puente de 8 unidades.

FIG. 109. - 6 meses después del implante. Nótese la desaparición de la superimpuesta translucencia en el implante, debido al llenado del alvéolo con hueso alveolar.

FIG. 110.- Una radiografía tomada 63 meses después del implante.

FIG. 111.- Una radiografía de un incisivo de abajo que tuvo que ser removido debido a que faltó el tratamiento a la raíz.

FIG. 112.- La raíz del diente extraído con corona. La preparación de la raíz es claramente visible.

FIG. 113.- La gran radiolucidez presente en el lugar de la extracción.

FIG. 114.- Radiografía tomada directamente después de la implantación. Nótese las radiolucencias.

FIG. 115.- Un año después de la implantación.

FIG. 116.- 2 años después de la implantación.

FIG. 117.- 3 años después de la implantación.

FIG. 118.- 47 meses después de la implantación.

FIG. 119.- 60 meses después de la implantación.

FIG. 120.- Una fotografía de la boca del paciente, 60 meses después de la implantación. El implante mantiene la curvatura vestibular del surco.

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

FIG. 121.- Radiografía de un sitio de implante inmediatamente después del implante. El implante debe preservar la convexidad del surco alveolar. Nótese las radiolucencias alrededor del implante. (Ver flechas).

FIG. 122.- Radiografía del mismo implante que la Fig. 121, un año después de la implantación. El hueso ha crecido hasta ser adyacente a la superficie del implante.

FIG. 123.- 41 meses después de la implantación.

FIG. 124.- 63 meses después de la implantación. Se ha mantenido el hueso alrededor del implante DAC. Parece razonable concluir que se debe hacer un esfuerzo para implantes similares suplementarios con una superestructura y así evitar el uso de dos dientes ve cinos sanos para un puente de 3 unidades.

I N D I C E

	Pág.
Las Propiedades de las Apatitas	1
Microestructura	3
La Preparación de los Implantes de Cerámica de Densa-Apatita	5
La Preparación de implantes de Cerámica de Densa Apatita por Compresión y Subsecuente Almacenamiento	6
Preparación de los Implantes de Cerámica de Denso Apatita por Presión Caliente Continua.	7
Las Propiedades Mecánicas y Físicas de las Cerámicas de Denso-Apatita	8
Preparación de Compresión y Almacenamiento Subsecuente. . .	9
Preparación mediante la Presión Caliente Continua	10
Implantes de Cerámica Denso Apatita bajo Dentaduras Parciales Fijas	12
Descripción de las Figuras	15
Bibliografía	20

B I B L I O G R A F I A

HYDROXY APATITA IMPLANTES. Harry Denissen. Carlos Mangano.
y Giuseppe Venini.- Editorial Piccin Nuova Libreria,
S.P.A., Padua, 1985 ISBN88-299-093-4Italy.