

**OBTENCION DE SALES DE FOSFATO DE CALCIO MEDIANTE
DESMINERALIZACION DE PIEZAS DENTALES HUMANAS Y BOVINAS**

TESIS PRESENTADA POR

KAREN SILVIA PINEDA ZELAYA

**ANTE EL TRIBUNAL DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGIA DE LA UNIVERSIDAD DE
SAN CARLOS DE GUATEMALA QUE PRACTICO EL EXAMEN GENERAL PUBLICO
PREVIO A OPTAR AL TITULO DE**

CIRUJANO DENTISTA.

GUATEMALA ,NOVIEMBRE DE 1994.

**BIBLIOTECA CENTRAL-USAC
DEPOSITO LEGAL
PROHIBIDO EL PRESTAMO EXTERNO**

DL

JUNTA DIRECTIVA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGIA

DECANO	Dr. JORGE MARTINEZ SOLARES.
VOCAL PRIMERO	Dr. JUAN LUIS PEREZ BRAN
VOCAL SEGUNDO	Dr. ANGEL RODOLFO SOTO GALINDO.
VOCAL TERCERO	Dr. VICTOR MANUEL CAMPOLLO ZABALA.
VOCAL CUARTO	Br. JORGE ALBERTO TELLO MOTTA.
VOCAL QUINTO	Br. LUIS ARTURO ORELLANA VALLE.
SERETARIO	Dr. MANUEL ANDRADE BOURDET.

TRIBUNAL QUE PRACTICO EL EXAMEN GENERAL PUBLICO

DECANO	Dr. JORGE MARTINEZ SOLARES.
VOCAL PRIMERO	Dr. JUAN LUIS PEREZ BRAN.
VOCAL SEGUNDO	Dra. MAYRA SOFIA CALLEJAS RIVERA.
VOCAL TERCERO	Dr. FEDERICO PAIZ MADRID.
SECRETARIO	Dr. MANUEL ANDRADE BOURDET.

ACTO QUE DEDICO

A: Dios y a la Virgen María.

Al Beato Josemaría Escrivá de Balaguer y a Don Alvaro del Portillo : como modelos de vida.

A mis padres: Darío y Clara Luz como agradecimiento por su amistad, comprensión y apoyo incondicional que me han brindado.

A mis hermanos: Tony y Darío con el cariño de siempre.

A todos mis familiares y amigos : de quienes siempre he recibido apoyo y comprensión.

A las familias : Galvez Figueroa.

Torres Caceres.

Villeda Retolaza.

Galvez Morales.

Por su amistad y cariño de siempre.

A todos y a cada uno de los que me acompañan: deseo agradecerles porque siempre de alguna forma me han enseñado muchas cosas, en muchos aspectos.

DEDICO ESTA TESIS

A : Dios.

A: Guatemala.

A: la Universidad de San Carlos de Guatemala.

A: la Facultad de Odontología.

A: todos los catedráticos que me brindaron su docencia.

A: mis amigos y compañeros.

A: todas las personas que contibuyeron a mi formación profesional.

A: todo el personal de la facultad que hacen posible el buen funcionamiento de ésta:

a las encargadas de los dispensarios.

a las secretarias de las diferentes áreas.

al personal de biblioteca.

Al personal docente y a los alumnos de la Escuela Francisco Javier Arana y a la comunidad de Santa Elena Barillas, por hacer de mi EPS una experiencia inolvidable.

I N D I C E

SUMARIO	1
INTRODUCCION	2
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
JUSTIFICACION	5
OBJETIVOS	26
VARIABLES	27

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

Tengo el honor de someter a su consideración mi trabajo de tesis titulado: "Obtención de sales de fosfato de calcio mediante desmineralización de piezas dentales humanas y bovinas" Conforme lo demandan los estatutos de la Universidad de San Carlos de Guatemala. previo a optar el título de Cirujano Dentista.

LIMITACIONES	38
--------------	----

Quiero hacer constar mi agradecimiento a la Doctora Sofía Callejas , la Licda . Rebeca Grijalba y al Ingeniero Herman Khin quienes me ayudaron en la orientación de este trabajo de investigación.

Y a ustedes miembros del honorable tribunal examinador, les ruego aceptar las muestras de mi más alta consideración y respeto.

S U M A R I O

La presente investigación fue realizada en el laboratorio de microbiología de la facultad de odontología de la universidad de San Carlos de Guatemala para verificar la presencia de sales de fosfato de calcio en la desmineralización de piezas dentales humanas y bovinas.

La muestra estuvo integrada por 15 piezas dentales humanas y 15 bovinas. Las piezas humanas que se usaron habían sido extraídas en clínicas dentales particulares por motivos ortodónticos o por malposiciones dentarias, y estaban clínicamente libres de caries. Las piezas bovinas se obtuvieron en los rastros de ganado.

Se tomó una radiografía inicial a cada pieza y luego se dividieron en tres grupos según la solución química que se emplearía para desarrollar el proceso de desmineralización, se observaron cada tres días verificando la presencia de precipitado, al completar quince días se sacaron de la solución, se les tomó radiografías también al final, como método auxiliar para verificar el proceso de desmineralización. El precipitado obtenido se pesó y analizó químicamente.

Las piezas colocadas en ácido acético no presentaron precipitado en el tiempo de la investigación.

Las piezas tratadas con hipoclorito de sodio formaron 2.3 grs de precipitado en piezas bovinas y 1.3 grs. en piezas dentales humanas, los análisis químicos mostraron que : $(Ca_3(PO_4)_2 = 90.30\%$ y $(P_2O_5)=40.32\%$.

Las piezas dentales humanas tratadas con ácido nítrico formaron 0.7 grs. de precipitado y las piezas dentales bovinas 1.9 grs.

El método de desmineralización de piezas dentales humanas y bovinas mediante soluciones de ácido nítrico ó hipoclorito de sodio al 2.5% es rápido y efectivo para la obtención de sales de fosfato de calcio. Se comprobó mediante análisis químico que el precipitado obtenido fue : sales de fosfato de calcio, encontrándose en mayor proporción el fosfato tricálcio $(Ca_3(PO_4)_2$.

El precipitado obtenido por medio de la metodología propuesta en el presente estudio puede usarse en futuras investigaciones para determinar mediante análisis y pruebas químicas el grado de pureza de las sales sintetizadas. Se recomienda implementar o adaptar otros métodos de desmineralización para aumentar la cantidad de precipitado y disminuir el tiempo de obtención del mismo.

INTRODUCCION

La presente investigación pretende encontrar un material a base de sales de fosfato de calcio, que posteriormente se pueda usar para restaurar o rellenar defectos óseos, el material se obtuvo a través de un método simplificado de laboratorio de desmineralización de piezas dentales humanas y bovinas que intentó reducir los costos. Este proceso se hizo en una fase preclínica, se obtuvo un producto que sirva en futuros estudios para continuar con las etapas de elaboración y uso de productos a nivel clínico. Este primer intento de producción de un preparado artificial como sustituto de hueso se llevó a cabo para ampliar el acceso a éstos productos de la mayor cantidad posible de personas que lo necesiten (pérdidas óseas por diversos motivos como: enfermedad periodontal, caries, edad avanzada o por procedimientos quirúrgicos)

En nuestro medio la tecnología para la elaboración de dichos productos no está al mismo nivel que en otros países de Europa o Estados Unidos, por este motivo se trató de adaptar la técnica de fabricación de éstos a la realidad de nuestro país, siendo el presente trabajo de investigación el inicio de un proyecto para obtener estos materiales, esperando que en un futuro se intente elaborarlos de una forma multidisciplinaria e intersectorial, en donde puedan intervenir varias áreas de la Facultad de Odontología y también otras facultades de la Universidad como ciencias Químicas y Farmacia, además participar otras entidades como ICAITI, Cementos Progreso, Ministerio de Energía y minas, etc.

Se usó un método simplificado de desmineralización de piezas dentales humanas y bovinas empleando tres tipos de soluciones desmineralizantes como un aporte inicial en la investigación de los sustitutos de tejido óseo, ajustándose a la disponibilidad de medios con que se cuenta actualmente en la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala.

JUSTIFICACION

Se considera necesario brindar a la población guatemalteca un tipo de rehabilitación oral lo más adecuado posible para cubrir sus necesidades en salud dental. El problema de pérdida ósea temprana como consecuencia de procedimientos quirúrgicos o de enfermedad periodontal conlleva a la formación de diversos tipos de defectos óseos, los cuáles culminan con el deterioro total del aparato estomatognático por la pérdida dentaria ocasionada. Urist, M. en 1965 (45) menciona que el hombre ha buscado constantemente materiales sintéticos que sustituyan al hueso dañado.

Con el deseo de contribuir a solventar de alguna manera las necesidades creadas por las pérdidas óseas, considerando la actual existencia y beneficios de materiales sintéticos osteoconductivos a muy alto precio, se estima de suma importancia que la tecnología nacional en la medida que los medios con que se cuenta lo permitan pueda adaptar o crear métodos ó técnicas en la elaboración de similares materiales en nuestro país para que los costos se reduzcan de manera significativa y posteriormente se pueda ampliar el acceso a un mayor grupo de la población guatemalteca que requiera el uso de los mismos.

REVISION BIBLIOGRAFICA

La presente revisión será dividida en cuatro partes: I) situación de salud dental en Guatemala II) antecedentes históricos de sustitutos de hueso, III) uso en odontología de los sustitutos de tejido óseo IV) características generales y propiedades de materiales sintéticos como hidroxiapatita y fosfato tricálcico.

I) SITUACION DE SALUD DENTAL EN GUATEMALA

ASPECTOS SOCIOECONOMICOS : la población guatemalteca es predominantemente joven, en 1990 la tercera parte de ésta se encontraba dentro de la económicamente activa; el 42% no tenía ningún grado de escolaridad y el 25 % había cursado únicamente los tres primeros grados de escuela primaria. El producto bruto interno (PIB) alcanzó en 1990 los 3.40 miles de millones de quetzales. La asignación destinada a salud se contrajo de 1.9% a 1.6% entre 1980 y 1988. En 1980, se destinaba Q.8.65 per cápita anual por habitante en salud, mientras que en 1988 disminuyó a Q.5.80. En la década pasada, se agudizaron los factores que inciden en o provocan pobreza: deterioro en la distribución del ingreso (10% de la población capta el 44% del ingreso); rápida aceleración del desempleo urbano (43%); aumento de la pobreza, la cual creció a una tasa de promedio anual de 2.8%. El período más crítico se observó entre 1980 y 1986, durante el cual se duplicó el número de hogares en situación de extrema pobreza; los porcentajes más críticos se ubican en las regiones de Noroccidente 88% (El Quiché y Huehuetenango); la suroccidente 80% (San Marcos, Sololá, y Totonicapán); y la suroriente 79% (Jalapa).(29)

Según el INE, el ingreso familiar mensual promedio para 1989 se situaba en Q.373.00, es decir valores tan bajos que no permiten que la mayoría de la población satisfaga sus necesidades básicas.(29)

Para ampliar información epidemiológica sobre caries y enfermedad periodontal González, M (15) indica que el grado de atención que la población guatemalteca ha recibido para prevenir, tratar y rehabilitar las secuelas de caries dental han sido insuficientes según es evidente por los altos índices del problema y por los valores relativos de los distintos componentes de los índices usados como son el CPO.

La mayor proporción corresponde a C, es decir dientes cariados sin tratamiento, el estudio revela que la población escolar investigada tiene lesiones de caries de tal magnitud que hacen justificable la extracción del diente, o ha sufrido extracciones dentales por procesos cariosos. La distribución de O revela que la mayoría de las personas examinadas no han recibido atención restaurativa o protésica. La apreciación global de la prevalencia y experiencia de caries dental en Guatemala es que ambas son muy altas en comparación con la situación que se observa en países desarrollados, pero es muy similar a la de otros países latinoamericanos. La enfermedad periodontal también se encuentra con mucha frecuencia en la población guatemalteca. Tanto ésta como la caries tienen en común: destruyen tejidos de la boca, son multicausales, infecciosas y progresivas, causan lesiones reversibles en las etapas iniciales e irreversibles en las medias y avanzadas. La pérdida de espacios en los arcos dentales causada por extracción prematura de dientes primarios como consecuencia de esta enfermedad, es uno de los factores que frecuentemente obstaculizan la erupción normal de los dientes permanentes, alteran el desarrollo de los maxilares y causan trastornos de la oclusión. Frecuentemente estos últimos se vinculan con problemas dolorosos de la articulación temporomandibular, de los músculos masticatorios u otros músculos de la cara y cuello.

La resorción de hueso marca el punto de inicio del fenómeno que se conoce como periodontitis. En la etapas avanzadas de la pérdida de hueso puede ser tan severa que da lugar a movilidad dentaria y pérdida de los dientes.

II) ANTECEDENTES HISTORICOS

El hombre con el paso del tiempo al observar los diferentes daños y deterioros que el sistema esquelético sufre a consecuencia de accidentes, enfermedad o edad, ha buscado constantemente materiales sintéticos que sustituyan al hueso (45).

Dressman, H. (4) en 1892 realizó uno de los primeros implantes sintéticos en odontología utilizando yeso de parís.

Investigadores han tratado de sustituir el tejido óseo perdido o dientes a través de

sustancias naturales o sintéticas; existe registro del uso de un diente extraído, productos de madera, rocas volcánicas, marfil, hueso seco, oro y aleaciones de plata para cumplir con este objetivo.

La búsqueda de un material ideal para injerto data del siglo anterior por Barth en 1895(4).

En 1920 Albee y Morrison (4) injertaron una solución de TCP* dentro de un defecto óseo creado en conejos, encontrando que hubo un crecimiento y una unión de hueso comparado con el hueso de control; no fue caracterizada la composición del TCP por lo que no se le prestó la atención merecida.

Later, Ray y Wande (4) en 1952 describen el uso de fosfato de calcio como sustituto de hueso.

Urist, M.D. et alii(45), en 1967 describieron un preparado de hueso descalcificado combinado con proteína morfogenética, para inducir activamente la formación de nuevo hueso.

Las fases orgánicas e inorgánicas de la regeneración ósea fueron descritas por Gümcher y Crane en 1968.

Alderman (4) en 1969 usó yeso de París como implante aloplástico, encontrando que éste no fue tóxico, ni irritante tampoco reabsorbible en el ligamento periodontal, y también encontró que este material daba muchos beneficios para reconstruir y reparar hueso alveolar perdido.

En el inicio de 1970 Driskell(4) propuso el material beta tricalcio fosfato β TCP- β Ca(PO₄)₂- para reparar fracturas orofaciales.

En 1982 Ashman (4) describe un nuevo material de implantes a base de polimetilmetacrilato, polihidroxietilmetacrilato más calcio, para reconstrucción de defectos óseos (HTR).

Jarcho, Men 1992 (39). realizó un estudio retrospectivo acerca de la producción de hidroxiapatita, en dicho trabajo comenta que son varios años que llevan creando dispositivos y materiales nuevos para implantarlos en tejido duro, los cuales están integrados por elementos sintéticos parecidos al mineral óseo, apareciendo en el mercado como Hidroxiapatita (HA) y fosfato tricalcico(TCP). También hace referencia que en la ortopedia la tecnología del cemento dental de metil =metacrilato es ingrediente clave en sustitución protésica y articular total. Aleaciones metálicas nuevas y más resistentes se investigaban como opción posible en ortopedia, medicina e implantología, siendo dentro del grupo de los productos cerámicos el óxido de aluminio el material con mayor potencial para implantación ósea. Algunos grupos de estudio muy diseminados comenzaron a analizar la posibilidad de producir biomateriales con fosfato de calcio para reparar o sustituir tejidos óseos. La base fundamental era simple, puesto que el

*Ver abreviaturas pág. I

componente mineral de los huesos y los dientes es una sal de fosfato de calcio, hidroxiapatita (HA): $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ lo que hacía más probable que dicho material pudiera ser más biocompatible al implantarlo en hueso. Los primeros investigadores avanzaron por dos caminos al parecer distintos, 1) los primeros investigaron fórmulas de vidrio con silicón e ión sodio además de fosfatos de calcio (vidrios bioactivos), y 2) los segundos investigaron formas cerámicas policristalinas de sales de fosfato de calcio (HA o fosfato tricalcico TCP). En ambos grupos los resultados científicos fueron productivos debido a que derivaron en dos subespecialidades totalmente nuevas en las ciencias de los biomateriales. Sin embargo desde el punto de vista del efecto comercial el segundo grupo tuvo más éxito porque hasta la fecha se ha introducido gran número de productos de implantación con HA que alcanzaron gran uso en el mercado. Dado que el efecto neto de los vidrios bioactivos y los productos cerámicos HA es el mismo (ambos son compatibles y se adhieren al hueso) esta discrepancia aparente en el "Buen éxito" a la fecha podría encontrar su explicación en las cuestiones prácticas de manipulación y elaboración. El concepto de vidrio bioactivo surgió y se desarrolló en gran parte en un ambiente académico, en tanto que una cantidad importante del trabajo inicial sobre los productos cerámicos de HA se efectuó en instituciones comerciales. Los vidrios bioactivos son muy completos en sus propiedades químicas superficiales y por lo tanto ofrecerán muchas oportunidades de investigación básica y académica. Los productos cerámicos y las cubiertas de HA son sistemas de materiales un tanto ordenados que una vez alcanzados, se prestan más a las consideraciones de aplicación que a la investigación.

La HA y el TCP son los dos sistemas de fosfato de calcio más investigados como materiales de implantación ósea. Con base a numerosos experimentos in vitro e in vivo, pronto se evidenció que los productos cerámicos HA densos o porosos podrían considerarse como materiales de implantación ósea permanente a largo plazo, en tanto que los compuestos cerámicos TCP porosos podrían operar en potencia, como biorresorvibles. Los materiales TCP eran más o menos comparables con los HA en relación con la biocompatibilidad y la adhesión ósea. La obtención de índices previsibles y reproducibles de biorresorción junto con las propiedades mecánicas adecuadas resultó ser complicada con los productos cerámicos TCP. El interés por crear productos cerámicos biorresorvibles de fosfatos de calcio pareció menguar desde principios hasta mediados de decenio de 1980; el descenso en la actividad por crear materiales biorresorvibles de fosfato de calcio fue muy sorpresivo ante las necesidades de injertación ósea en las comunidades odontológica y médica. El sustituto más deseable de injertación ósea es el que se resorba con velocidad aceptable con sustitución concomitante con hueso normal. Actualmente muchas sustancias experimentales que estimulan el crecimiento óseo ocupan la

vanguardia de la investigación en el campo de la sustitución y reparación de hueso. Ya que casi todas requieren de un sistema de transporte de cierto tipo para perdurar durante períodos cambiantes en el área ósea en tratamiento, se renovó el interés por los materiales resorbibles de implantación ósea que incluyen fosfato de calcio en espera de una composición más natural de estos productos.

Para la investigación médica los estudios in vivo datan desde los inicios del decenio de 1970, observándose falta de toxicidad local y sistémica, ausencia de reacción inflamatoria o de cuerpo extraño, carencia de tejido fibroso intermedio entre el implante y el hueso, la capacidad evidente de los productos cerámicos de fosfato de calcio para adherirse de modo directo al hueso vivo por medio de mecanismos de cementación ósea al parecer naturales(32).

III) USO EN ODONTOLOGIA

Los profesionales de la odontología están siendo más conscientes del problema de pérdida ósea en la cavidad bucal, por esta razón investigan varios materiales aloplásticos para ayudar a solventar estos problemas. Se han estudiado varios, entre ellos se tienen : los vidrios bioactivos , el hidroxietilmetilmetacrilato(HTR), el fosfato tricálcico(TCP), la hidroxilapatita (HA) y otros. (2,4,7,10,12,18,21,24,27,30,33,38,39,40,41,43).

Jarcho,M.(23) menciona que son varios años los que han transcurrido para que los primeros esfuerzos científicos modernos por crear dispositivos y materiales mejorados nuevos para implantes dentales elaborados con elementos sintéticos parecidos al mineral óseo, aparecieron en el mercado; principalmente HA y TCP. En el área de tejidos de los tejidos duros compuestos aloplásticos nuevos en la forma de resinas compuestas dentales revolucionaban la odontología restaurativa. Se producían aleaciones metálicas nuevas y más resistentes, ligeras e inertes formadas con mayor facilidad para servir a la ortopedia y a la odontología, incluyendo a un grupo novel de implantologistas dentales.

Los materiales bioactivos principalmente los fosfatos de calcio representan para los odontólogos e investigadores que trabajan con materiales de tejido duro sustancias nuevas y de gran interés desde hace veinte años.(39).

Se idean diversos materiales con base a su similitud química con el hueso, diferentes productos basados en esta clase de materiales son comunes en la odontología clínica moderna como tricálcio fosfato(33), HTR(4), HA(2,7,12,24,30,41) yeso de parís (18,42).

Los diferentes investigadores están de acuerdo que el elemento utilizado debe ser inocuo (7). bien aceptado por los tejidos circunvecinos-biocompatible(37)- no producir reacciones inmunológicas, inflamatorias(2) o alérgicas; tampoco debe ser rechazado por el organismo(38) ni tener características carcinogénicas.

Otras características deseables de estos materiales son : cohesión, plasticidad y fácil manipulación(30,37). La HA posee mejor plasticidad que el TCP, éste presenta dificultad en su manejo porque carece de adhesividad y plasticidad, para ayudar a este producto a alcanzar estas características Nagase, M. et alii (33) proponen el uso de ácido polisacárido.

La ventaja que presentan estos materiales según Ricci, J.L. et alii (37) es que pueden modelarse y tienen gran potencial de llenado de defectos óseos en donde no hay aplicaciones de fuerzas. Horswell, B. y El Deeb, M. (20) aconsejan que no se use en áreas donde se esté llevando la erupción de un diente o donde habrán movimientos de ortodoncia.

Para los investigadores de los sustitutos de hueso observaron previamente estos productos en animales, los que se han usado son: macacos-*Lewin(4) en 1975. Horswell, B y M. El Deeb (20) en 1989- perros -Tobin, G. et alii(43) en 1986 y Cullum, P. et alii (7) en 1988- gatos, -Hanker, J. et alii(18) en 1989- ratas, -Bell, R. y R. Beime (2) en 1988- mandíbula de carnero- Ylinen, P. et alii (46) en 1991.*

Los recursos más eficaces para fijar implantes de tejido duro o para su sustitución comprenden tres elementos : el perfil biológico, el diseño del dispositivo y el sistema de materiales.

El uso más frecuente de estos materiales es para aumento de reborde alveolar (4,7,10,41,43) también se utilizan para llenado de defectos óseos, dehiscencias y anomalías de los tejidos de soporte de la cavidad bucal ya sea por desgaste funcional o a consecuencia de extracciones dentales (3,42). Lewis, R.D. et alii(27) refieren el uso de HA para llenado de defectos periapicales en endodoncia como: dehiscencias periapicales, lesiones considerables en las que se expone hueso alveolar, cresta, ápice o se presenta una lesión de furca.

También Hosaka, N. y T. Nagata (21) indican que se utilizan para cerrar defectos posteriores a la colocación de un implante endo-óseo, creando una interfase que estabiliza el defecto

y provee un sustrato adecuado para la adaptación tisular, aceleran la inserción del tejido gingival y del hueso a la superficie del implante aportando una área de adaptación ósea directa sin tejido fibroso intermedio. Cullum, P et alii (7) utilizaron Ha en partículas para el cierre de fístulas ósea.

En periodoncia los resultados a corto plazo en ensayos clínicos controlados en seres humanos revelaron que la HA producía mejor reparación primaria del defecto cuando se usaba en combinación con el debridamiento y curetaje ordinario, ayudaba a evitar la recurrencia de la lesión periodontal, sin embargo la HA en partículas no estimulaba la osteogénesis, cementogénesis y la inserción periodontal, objetivo hasta la fecha sin conseguir(23).

El elevado grado de biocompatibilidad, la capacidad para constituir estructuras compuestas sólidas con hueso infiltrante y la tendencia a impedir el descendimiento del epitelio funcional hacen que las preparaciones de partículas de HA sean rellenos eficaces para osteotomías de tamaño exagerado, zonas localizadas de resorción ósea alrededor de implantes dentales y para reforzar lechos de implantación recientemente preparados.(39).

La HA no puede producir osteogénesis (un material orgánico es capaz de formar hueso directamente de los osteoblastos) y osteoinducción (inducir la transformación de células mesenquimatosas indiferenciadas en osteoblastos y condroblastos, donde no espera la transformación propia de hueso) pero si es un material osteoconductor porque es inorgánico, permitiendo así la aposición de hueso existente y requiere la presencia de hueso con células mesenquimatosas indiferenciadas(3,12,32,38) que es un prerrequisito como indica Ripamonti, U. et alii (38) para la proliferación y diferenciación de los osteoblastos. Es importante que exista una buena oxigenación en estas células para que puedan sufrir citodiferenciación(3).

Hanker, J. et alii(18) explican que dependiendo del defecto óseo así será el tipo de HA que se use: se puede usar densa ó cristalina, en bloque ó en partículas, microporosa ó macroporosa, resorbible ó no resorbible; cada una posee diferentes nombres en el mercado. El Deeb, M. et alii (10) refieren que al usar HA en partículas se observó un aumento de reborde alveolar de 95%, Taylor, T. y J. Helfrick indican que se observó un aumento de reborde alveolar de 70% ellos recomiendan para optimizar los resultados de colocación de estos materiales en defectos mandibulares una mínima movilización del paquete vasculonervioso, en la disección subperióstica se debe tratar

de preservar la forma del vetíbulo y manipular poco los músculos labiales o bucales ; el aumento del reborde alveolar se observa a partir de la tercera semana y desde ese momento se podría tomar la impresión inicial para la prótesis.

La HA en bloque también se ha usado para aumento de reborde alveolar pero en el estudio que hicieron El Deeb, M. et alii (10) se presentaron ciertas complicaciones y recomendaron su uso sólo para algunos casos.

Cuando se usa HA para rellenar defectos o para preparar el tejido que recibirá un implante Shirota, T. et alii (40) aconsejan que debe esperarse cierto tiempo para la colocación de dicho aditamento, porque es necesario que se forme trabécula ósea para mejorar y acrecentar la unión entre la HA y el hueso receptor.

Block, M. et alii (3) informan que en año 1984 se produjo el primer sistema dental cubierto con HA para reconstrucción protésica de maxilares y mandíbulas, total y parcialmente edéntulos. El uso clínico más prolongado con cubiertas de HA es de 1984-1985, corresponde a los implantes dentales subperiósticos, en esta aplicación las cubiertas de HA de alta calidad proveen un sustrato adecuado en términos biológicos para adaptación tisular, aceleran la inserción de tejido gingival y del hueso del implante, aportando una superficie para la adaptación ósea directa sin tejido fibroso intermedio.

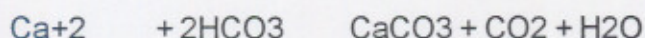
La experiencia clínica con implantes de HA cilíndricos endo-óseos se aproxima a los diez años, en la actualidad se poseen antecedentes clínicos breves; los años siguientes son importantes para establecer su supervivencia a largo plazo y la necesidad de algún cambio en el diseño. La experiencia clínica de la aplicación en ortopedia data también desde hace diez años en Estados Unidos, en componentes para sustitución total de cadera y rodilla. En Europa el uso de elementos ortopédicos con cubiertas de HA es más amplio.

El pronóstico a largo plazo para el uso de los materiales derivados del fosfato de calcio depende del seguimiento de los parámetros para el sistema de materiales , la correcta manipulación de éstos y su perfil biológico ampliándose así las expectativas de aplicación.

IV) CARACTERISTICAS GENERALES

Para conocer un poco más acerca de los productos derivados del fosfato de calcio es necesario saber que tipo de producto son, en que estado se encuentran en la naturaleza, investigar si forman parte de los seres vivos o sólo se presentan como componentes inorgánicos en ciertos minerales.

Existen tres minerales importantes que son utilizados por los organismos para formar tejidos duros (como huesos y conchas : a) carbonato de calcio, b) bicarbonato de calcio y c) fosfatos de calcio A) encuentran en mayor abundancia en aguas dulces que contienen grandes cantidades de calcio y magnesio (aguas duras) y en los mares cálidos poco profundos, en los que la presión parcial del dióxido de carbono es baja (arrecifes de coral por parte de los celenterados). La precipitación adecuada del carbonato de calcio depende del equilibrio :



y es facilitada por la concentración alta de $[\text{Ca}^{+2}]$ y la baja de $[\text{CO}_2]$. Sin embargo los organismos poseen una gran capacidad para depositar carbonato de calcio en medios hostiles. Algunos caracoles son capaces de fabricar una caparazón razonablemente grande y gruesa cuando viven en lagos con PH de 5.8 y con solo 1.1 ppm de carbonato de calcio disuelto.

B) Bicarbonato de calcio es interesante notar que dos formas termodinámicamente inestables de carbonato de calcio, la aragonita y la vaterita, que se encuentren en organismos vivos, al igual que la calcita que es la mas estable. Al parecer no existe una explicación simple para la distribución de las diferentes formas en que se presentan en las diferentes especies. Algunos protozoarios (radiolarios) y poríferas (esponja cristalinas) emplean sílice como componente estructural.

C) Fosfatos de calcio: -Apatita-, $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{X}$, la hidroxiapatita ($\text{X}=\text{OH}$) es el principal componente inorgánico del tejido óseo en el esqueleto de los vertebrados así mismo, es el componente que le da dureza a los dientes. La proporción de calcio y fósforo es de 10:6. La formación parcial de fluoruro apatita ($\text{X}=\text{F}$) fortalece la estructura y hace que sea menos soluble en los ácidos formados por la fermentación de sustancias orgánicas (5).

La apatita es un mineral de mucha importancia técnica y económica por ser principalmente portador del ácido fosfórico. Está muy repartido en cristales microscópicos en la mayoría de rocas eruptivas, donde forma a veces masas o vetas filonianas, también se encuentra en las pizarras cristalinas, accidentalmente puede aparecer en grandes cristales en pizarras talcosas y cloritosas, hasta en calizas

granuladas. Las variedades compactas (fosforitas) se encuentran como producto de la transformación de las calizas en estado sedimentario en las cavidades de basalto (osteolitos) (19).

Dana, E. (8) en su Tratado de Mineralogía explica que la HA comprende una serie de minerales isomorfos que se consideran derivados de tres moléculas del ácido ortofosfórico HPO en el cual ocho de sus H están sustituidos por un radical bivalente R'' y el H restante por un monovalente $R''F$ y $R''Cl$ y $R''OH$. Los principales minerales del grupo de la apatita son : $Ca(Cl,F,OH)_4(PO_4)_3$ apatita, $PbCl(PO_4)_3$ piromorfita, $PbCl(AsO_4)_3$ mimetasa, $PbCl(VO_4)_3$ vanadita.

Los fosfatos tricálcicos se explican a continuación :el calcio con al ácido ortofosfórico forma tres fosfatos :A) monocálcico $(PO_4H_2)_2Ca + O_2H$. B) bicálcico $(PO_4H)_2Ca + 4H_2O$. C) tricálcico o fosfato neutro $(PO_4)_2Ca_3$.

El Ingeniero H. Khin de la facultad de farmacia describe el compuesto de la siguiente manera : "La HA es un producto mineral, es una apatita unida a un radical hidroxilo, es decir una apatita hidroxilada, puede encontrarse también en la naturaleza en pocas cantidades, localizandose en minas de regiones calcáreas con el grupo del calcio, fosfatos, carbonatos, etc. La apariencia que presenta es muy variada, depende del continente, del país y de la altitud del terreno en que se encuentre, usualmente el color que se encuentre tiene un aspecto opaco. Los geólogos del departamento de investigación minera del ministerio de energía y minas de Guatemala Sr. Ricardo Scheel y Hugo Lucero indican que se requieren ciertas condiciones climáticas , de tiempo y presión atmosférica para que estos cristales formen y se precipiten como monofosfato de calcio que es lo que se encuentra con mayor frecuencia en una cantera.

La apatita recibió su nombre de Werner por engañar o aparentar, ya que mineralogistas se habían referido a ella como aguamarina, crisolita, amatista, fluorita, turmalina, etc.(8).

La localización geográfica de la hidroxiapatita a nivel internacional se enumera a continuación mencionando las localidades que producen cristales de calidad y color excepcionales:

Checoslovaquia : Montes uralés y el río Takowaja, -

Italia : Tirol y Trentino.

Suiza: Ticino, San Gotardo y Val Maggia.

Sajonia: allí los cristales son púrpura.

Noruega: se presenta con más frecuencia la variedad azul verdosa llamada moroxita.

Suecia: Gellivere, y Nordmark en Vermland.

España: se encuentra la piedra de esparrago o esparragita en Jumilla Murcia.

Inglaterra: se encuentran en minas de estaño de Cornwall.

México: en Cerro Mercado Durango, aquí la apatita es muy similar a la esparragina en España.

Japón: los cristales incoloros tabulares son propios de la región de Ashio.

Estados Unidos: se encuentran cristales de apatita en las vetas de pagmatita en Maine Monte Apatito Auburg, condado de Oxford Massachusetts, Hampshire y Connecticut; en Nueva York hay grandes cristales en el condado de St, Lawrence. Canada: se localizan en Ontario central, en el condado de Ottawa Templeton, Portland, y Wakefield. Los cristales de apatita de esta región son algunas veces de tamaño enorme, uno en Buckinhampeso 225 kg y midió 1.85 de circunferencia. (8)

LOCALIZACION NACIONAL : región de la Sierra de las Minas, en los departamentos de Izabal y Huehuetenango, se han encontrado algunos fragmentos de cristales sumamente pequeños, Estos hallazgos fueron casuales puesto que los geólogos Scheel y Lucero en sus expediciones buscaban otras rocas o minerales, en sus excavaciones al estudiar detenidamente cada uno de los cristales encontrados describieron algunos dentro del grupo de la apatita. Consideran que en nuestro país por las condiciones de presión atmosférica y clima no es muy frecuente la formación en la naturaleza de esos cristales porque rápidamente precipitan formando otros compuestos de la familia del calcio.

El Ing. Khin minerólogo, con otro grupo de investigadores consiguieron pequeñas muestras del mineral en una cueva de Lankin en Cobán.

DESCRIPCION QUIMICA

Las especies del grupo de fosfato de calcio -la apatita- cristalizan en el sistema hexagonal pero todas muestran ya sea por las caras subordinadas o por figuras de ataque químico que pertenecen a la clase tripiramidal. Son químicamente vanadiatos de calcio y plomo, fosfatos y arseniats, también contienen manganeso y flúor. Este elemento se presenta probablemente como un radical univalente CaF o (CaCl)

etc. En general RF o (RCI) sustituyendo un átomo de hidrógeno en el ácido $H(PO)$ de modo que la fórmula general es $(RF) R(PO)$ y similarmente para los arseniatos.

FORMA: se describe como hexágono tripiramidal, el eje $c=0.7346$, son cristales que varían de prismáticos largos a cortos tubulares, globulares a reniformes con una estructura fibrosa imperfectamente columnar, siendo compacta y maciza granular.

MICROGRAFIA se reconoce en secciones delgadas por su alto relieve, extremadamente baja birrefringencia por lo que muestra con frecuencia una figura axial precisa en secciones base. (8)

La apatita y la roca de fosfato se utilizan principalmente como fuente de fertilizantes minerales, algunas variedades claras con finos colores pueden usarse como piedras gemas, pero el mineral es demasiado suave para permitir el uso general con este propósito (15).

La hidroxiapatita sintética es semejante a la apatita ósea mineral, la diferencia principal radica en su estructura cristalina o en el grado de material cristalino ordenado en términos anatómicos. Los valores de impureza son muy diferentes también, y la apatita contiene muchas especies iónicas errantes. Para evaluar los componentes de la HA y analizar el contenido de calcio y fósforo con métodos químicos y analíticos debe usarse análisis cuantitativos de polvo mediante difracción de rayos "X". El estudio de los oligoelementos para probar la presencia de contaminantes como consecuencia de variables relacionadas con el proceso y el ambiente, se establece mediante sistemas de absorción atómica, o para ciertos elementos, por análisis químico húmedo enfocados de manera individual. (29).

Sendax, et alii 1992 (39) refieren que es posible cuantificar más la proporción entre calcio y fósforo (CaP) por medio de microanálisis con sonda electrónica, espectroscopía electrónica o algunos métodos cuantitativos espectrográficos de energía dispersa.

Una proporción de 1.67 entre calcio y fósforo no garantiza que el material analizado sea HA, un material amorfo u otro con fases mezcladas pudieran presentar la misma proporción máxima posible para la HA la cual es de 1.67. (14).

Para la elaboración artificial de HA es necesario realizar pruebas para asegurarse que realmente se tiene el producto deseado y no sea una masa amorfa, por esto se realizan pruebas y análisis, pero también es necesario hacer pruebas in vitro para luego hacerlas in vivo. (39). Un campo de confusión especial es la interpretación y aplicabilidad de la información sobre la disolución in vitro en la manera aplicada a los fosfatos de calcio. Cuando se realizan pruebas para analizar las

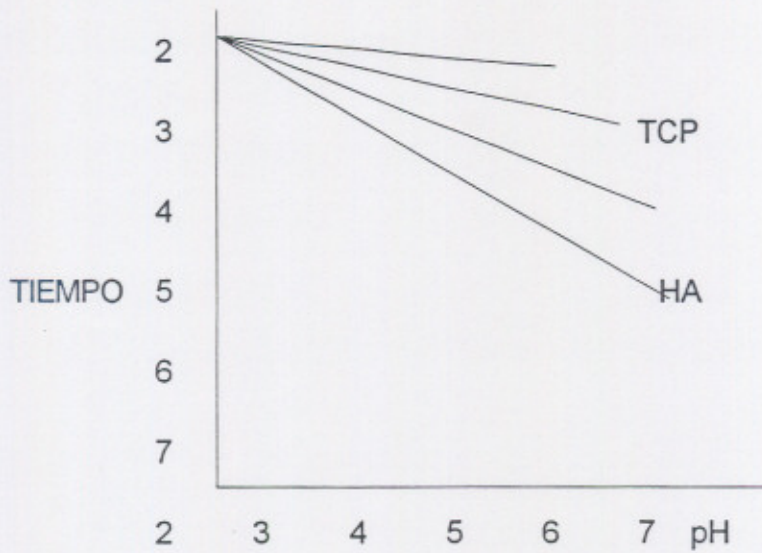
cubiertas (de implantes) representan la peor situación en relación con la probable degradación del estrato en el cuerpo porque el depósito de tejido óseo en la superficie de la capa in vivo sólo podría ayudar a impedir que la cubierta sufriera disolución como se produce en el laboratorio. Los resultados sobre la disolución in vitro son muy útiles cuando se obtienen mediante comparación directa con diversos materiales testigos. (3) A continuación se presenta un cuadro con resultados sobre las pruebas de disolución in vitro para biomateriales con: HA, β TCP y yeso de París.

MATERIAL	INDICE DE DISOLUCION
HA DENSA (SINTETIZADA)	1.0
CAPA HA I (E.E.U.U)	2.1
CAPA HA II (E.E.U.U)	2.6
CAPA HA III (EUROPA)	8.8
CAPA HA IV (E.E.U.U)	10.1
TCP	25.0
CAPA TCP I (E.E.U.U)	218.0
YESO DE PARIS	667.0

La HA de tipo cristalino denso es usada para un aumento óseo que soporte parcial o completamente una sobredentadura. La HA densa cristalina no conviene usarla donde se prevee que la inserción endo-ósea del implante será planificada para el futuro. La HA densa en partículas se puede utilizar para llenar espacios o modificar el contorno debajo de los prótesis o fijar dentaduras parciales alrededor de los implantes.

Cuando el tipo de resorción que se espera sea aproximadamente entre los 36 meses se utilizará HA macroporosa, o sea en períodos prolongados que se desea crear una matriz amplia (por ejemplo en los casos de regeneración subantral donde los implantes endo-óseos, estarán a largo plazo colocados). La reabsorción de la HA microporosa es de 6 a 12 meses siendo compatible con la aplicación o colocación de armazones necesarias para reponer una porción de hueso considerable. (32)

Se presenta una gráfica sobre el PH y el grado de disolución de los compuestos de fosfato de calcio.



El tipo de reabsorción varía grandemente en el grupo del fosfato de calcio dependiendo del pH del área receptora. Un descenso del pH ocasiona una rápida resorción del área. -Cuadro tomado de ImplantDentistry Vol2 Number3 1993.

A continuación se presenta un cuadro con los nombres comerciales que se presentan en el mercado:

DENSA CRISTALINA	MACROPOROSA CRISTALINA	MICROPOROSA
<i>PARTICULACRISTALINA</i>	<i>PARTICULA ó BLOQUE</i>	<i>DEORGANIFICADA</i>
Calcitite (Calcitek. INC; Carlsbad, CA.) Periograf (Cooke-Waite Laboratories, NY). Osteograf AR or P (Ceramed Lakewood, CO).	Interpore (Interpore International ,Irvine CA)	Osteograf NorM (Ceramed. Corp., Lakewood, CO). Osteomin (human bone ash) (Pacific coast tiss ue bank, LA, CA.)

* Cuadro tomado de Implant Dentistry vol 2 number 3 1993

El injerto de hueso autógeno es recomendable cuando situaciones de reparación y manipulación quirúrgica conlleven ciertos factores limitantes en el uso de los otros tipos de compuestos. Estos materiales osteoconductivos requieren de condiciones ideales para un adecuado crecimiento de hueso y deben ser de fácil manipulación. (26)

Misch, C. et alii (32), en 1993 realizaron un estudio sobre los sustitutos de hueso, en el que explica los tipos y clases existentes en el mercado, según el modelo de acción que poseen:

A) HUESO AUTOGENO

Es un material orgánico que forma hueso por proceso de osteogénesis, osteoconducción y osteoinducción.

B) MATERIAL ALOGRAFICO

Es un hueso desmineralizado, tiene propiedad osteoinductiva y osteoconductiva, puede ser trabecular y/o cortical.

C) MATERIAL ALOPLASTICO

En este grupo se incluye la HA y el TCP pueden ser sintéticos o naturales, poseen propiedades solamente osteoconductivas. Puede dividirse según sus propiedades: si es por porosidad será: densa, macroporosa, microporosa. Si es por cristalinidad será: amorfa o cristalina.

Estos sustitutos sintéticos de hueso son usados para influir en una formación selectiva de hueso con una variedad y técnica para cada tipo. Recientes avances en biomateriales y en la práctica clínica han demostrado la capacidad de predecir el material conveniente a utilizar para cada caso así como la técnica propia para cada uso. *Estos materiales se incorporan para regenerar, modelar o remodelar el proceso óseo y estimulan luego la formación de hueso en áreas donde la reabsorción ha sido consecuencia de procesos patológicos, traumáticos o fisiológicos.*

MODO DE ACCION *Estos sustitutos de hueso pueden actuar en tres mecanismos diferentes: osteogénesis, osteoinducción y osteoconducción. OSTEOGENESIS sucede cuando un material orgánico es capaz de formar hueso directamente sobre los osteoblastos.*

OSTEOINDUCCION el material es capaz de inducir esta transformación de células mesenquimatosas indiferenciadas en osteoblastos o condroblastos o donde no se espera formación propia de hueso, una vez reconocido este mecanismo es dependiente de muchos factores que incluyen cierto tipos de proteínas específicas localizadas primariamente en el hueso cortical .OSTEOCONDUCCION es siempre con material inorgánico que permite una aposición de hueso a partir de hueso existente y requiere la presencia de hueso con células mesenquimatosas indiferenciadas.(32)

Las propiedades físicas que determinan el tipo de HA son: la superficie del área o la forma en que se presente el producto -bloque o partícula- la porosidad que puede ser - densa, macroporosa, microporosa- y por su cristalinidad que puede ser -cristalina o amorfa-. Las propiedades químicas se relacionan con la proporción calcio-fósforo, con los tipos o grado de impureza -como bicarbonatos presentes- sustitución iónica en HA , ph de la región circundante; estas propiedades tienen un papel importante en la aplicación clínica y en la resorción de este material.(2).

A continuación se presenta un cuadro comparativo de HA y β TCP , adjuntando el uso de cada uno y el tamaño de partícula disponible.

HIDROXILAPATITA : NO RESORVIBLE, NO POROSA, ALTA DENSIDAD.

PRODUCTO	FORMA DE PARTICULA	TAMAÑO(mm)	USO
Alveograf	Multifásica	0.4 a 1.0	Aumento de reborde alveolar
Calcitite 2040	Esférica	0.4 a 0.8	Aumento de reborde alveolar
Calcitite 4060	Esférica	0.2 a 0.4	Rellenar defectos periodontales
Periograf	Multifásica	0.2 a 0.4	Rellenar defectos periodontales

BETA TRIFOSFATO DE CALCIO : REABSORVIBLE, POROSO

PRODUCTO	FORMA DE PARTICULA	TAMAÑO	USO
Synthograft	irregular	0.15 a 0.42	Rellenar defectos óseos periodontales

Cuadro tomado de JADA vol 108 :822-831 may, 1984.

FOSFATO TRICALCICO

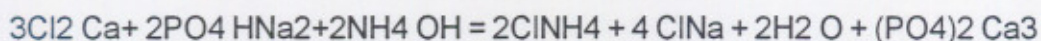
La historia de este producto data desde hace mucho tiempo, procede de los huesos calcinados, marfil, cuerno de ciervo. En 1769 Ganh y Scheele comprobaron que formaba la mayor parte de las cenizas de los huesos. En el año 1820 empezaron a prepararse los fosfatos cálcicos artificiales que desde entonces se usan en terapéutica (11).

ESTADONATURAL: Se encuentra en el reino mineral, vegetal y animal. El trifosfato de calcio recibe también el nombre de fosforita y ostolita, existiendo en grandes yacimientos de Europa y América. (44)

Combinando con el cloruro-floruro de calcio forma el apatito $3(\text{PO})\text{Ca} + \text{FClCa}$ cristalizando en el sistema hexagonal. El fosfato de calcio existe en tierras laborables, aunque es insoluble en agua, su absorción por las plantas se consigue por la acción del ácido carbónico existente en el suelo junto con la acción de otras sales inorgánicas y compuestos orgánicos que lo convierten en fosfato soluble en el reino animal. Este compuesto forma parte de los huesos junto con el carbonato y fluoruro de calcio, también está presente en líquidos orgánicos y excrementos, por eso abunda en los guanos (son excrementos de compuestos de aves- los coprolites son los excrementos de los fósiles)(11).

PROPIEDADES: el fosfato tricálcico es un cuerpo sólido, blanco, pulverulento muy poco soluble en agua, pero cuya disolubilidad aumenta en presencia de sales amoniacaes y ácidos minerales, que ponen en libertad al ácido fosfórico o forman fosfato monocálcico, así como el agua que realiza lentamente esta transformación (44).

PROCEDIMIENTO: en el laboratorio por doble descomposición entre el fosfato disódico y el cloruro cálcico en presencia de amoníaco.



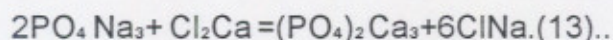
ELABORACION DEL FOSFATO TRICALCIO (Calcium Phosphoricum-basicum)

Polvo blanquecino, ligero y amorfo, insípido e inhodoro, estable al aire, soluble en los ácidos nítrico, clorhídrico sin efervescencia. Al rojo vivo se funde sin descomposición.

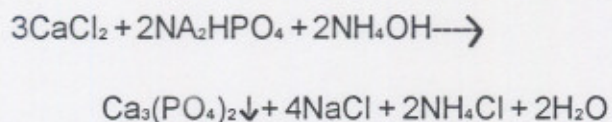
IDENTIFICACION :

La solución nítrica tratada con oxalato amónico, después de añadir acetato sódico en exceso, produce precipitado blanco soluble en ácido nítrico, y no en el ácido acético. La solución del nitrato de

PREPARACION : Los huesos calcinados al rojo-blanco se tratan por ácido clorhídrico puro en cantidad suficiente (2p. de ácido de 25 por 100.) con agua y dejados algunos días en maceración, o en digestión durante menos tiempo. A la solución obtenida se añade su volumen de agua , se filtra y se le añade líquido turbio. con lo cual se deposita un precipitado que se lava con agua, se exprime y se deja secar. Si se quiere obtener un producto puro, se precipita una solución de fosfato trisódico con otra de cloruro de calcio :



También puede prepararse a partir de cloruro de calcio y de fosfato de sodio en presencia de amoníaco, agua a temperatura ambiente. La reacción resultante es :



METODOS DE ANALISIS QUIMICO CUANTITATIVO

Según Hamilton (30) en los cálculos de análisis gravimétrico es necesario tomar en cuenta la ley de proporciones definidas : "El análisis gravimétrico se basa en la ley de las proporciones definidas, que establece que en un compuesto puro las proporciones de peso de los elementos constituyentes son siempre las mismas, y en la ley de las proporciones múltiples, según la cual las masas de los elementos que intervienen en una reacción química lo hacen en una relación definida e invariable. El análisis gravimétrico consiste en determinar la parte proporcional de un elemento, radical o compuesto presente en una muestra eliminando las sustancias que interfieren convirtiendo el constituyente o compuesto que se desea determinar en un compuesto pesable de composición definida conocida. Una vez conocido el peso del compuesto objeto de la determinación.

FACTORES GRAVIMETRICOS: un factor gravimétrico o químico se puede definir como el peso de la sustancia que se determina equivalente a la unidad de peso de la sustancia dada. Se dice que el peso de una sustancia es equivalente al de otra cuando reaccionan entre sí directa o indirectamente en proporciones respectivas exactas a las de aquellos pesos. Se pueden expresar los pesos equivalentes de los elementos por una relación mutua o se puede referir a un patrón común. Hay que observar que al expresar un factor gravimétrico se coloca en el numerador

el peso atómico o molecular de la sustancia que se investiga, y en el denominador el peso atómico o molecular de la sustancia que se pesa.

CALCULO DE PORCENTAJES

El factor gravimétrico representa el peso del elemento o compuesto buscado equivalente a la unidad de peso del elemento o compuesto pesado, se puede calcular el peso del primero a partir de cualquier peso de éste último. El porcentaje de la sustancia que se busca se determina dividiendo el peso de la muestra y multiplicándolo por 100.

CALCULO DE PESOS ATOMICOS

Las determinaciones de los valores de pesos atómicos se reducen actualmente a revisiones de los ya determinados, de forma que su exactitud esté de conformidad con los adelantos en aparatos y métodos. En estos casos, se conocen perfectamente las fórmulas de los compuestos que intervienen, y los cálculos necesarios son muy simples. En general, el procedimiento experimental que se sigue es preparar a partir del elemento un compuesto conocido de gran pureza. Se pesa este compuesto y se determinan gravimétricamente los porcentajes de sus constituyentes. Los cálculos matemáticos que intervienen son exactamente iguales a los de un análisis gravimétrico común excepto que el peso atómico del elemento que se investiga es el único factor desconocido.

CALCULOS EN LOS QUE INTERVIENE EL FACTOR GRAVIMETRICO

Algunas veces es conveniente, en trabajos industriales en los que se analiza un gran número de muestras de materiales similares, normalizar el peso de muestra, de forma que el peso de producto final obtenido multiplicado por un simple factor (peso muestra factor), proporcione exactamente el porcentaje del constituyente buscado. Esto hace posible que la muestra sea pesada directamente frente a una tara, quizá por personal no experimentado en pesadas exactas, con lo que al mismo tiempo se eliminan los cálculos laboriosos de cada análisis químico mediante una determinación gravimétrica directa, se efectúa por medio de la siguiente fórmula:

$$\frac{\text{gramos de producto} \times \text{factor gravimétrico}}{\text{gramos de muestra}} \times 100 = \%$$

PROPIEDAD DE LA UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
Biblioteca Central

constituyente buscado. Si se conocen dos se puede calcularse el tercero, o puesto que en la expresión sólo intervienen una multiplicación y una división si se conoce la relación numérica entre el peso del producto y el peso de la muestra, o entre el peso del producto y el porcentaje del constituyente buscado, puede determinarse el otro término. Así el peso del producto es numéricamente igual al porcentaje del constituyente buscado, estos valores se anulan, y el peso de la muestra es igual a cien veces el factor gravimétrico. Si el peso es numéricamente igual al de la muestra se anulan estos valores, y el porcentaje del constituyente buscado es igual a cien veces el factor gravimétrico. Pueden introducirse en la expresión otras relaciones y efectuarse el cálculo de forma análoga.

CALCULO DEL VOLUMEN DE UN REACTIVO NECESARIO PARA UNA REACCION

El volumen necesario para realizar una reacción dada, puede calcularse conociendo la concentración de la solución. Si la concentración se halla expresada en función de la normalidad, el cálculo se efectúa más fácilmente por los métodos del análisis volumétrico, es decir, en función de miliequivalentes; si la concentración se expresa en gramos de soluto por unidad de volumen de solución en función del peso específico y composición porcentual, generalmente el cálculo se efectúa con mayor facilidad mediante el uso del factor gravimétrico.

FOSFATO BICALCIO

PROCESO DE OBTENCION EN LA NATURALEZA

Se llama brushita, se encuentra en los yacimientos de guano como concreciones calcáreas del esturión del mar Caspio, llamadas piedras de Esturión. Se obtienen mediante reacción entre el cloruro cálcico y el fosfato disódico acidulado con ácido acético fosfórico. Primero se forma el fosfato tricálcico $3\text{Cl} + 2\text{POHNa} = 2\text{ClH} + 4\text{ClNa} + (\text{PO})\text{Ca}$ pero luego este compuesto reacciona con el ácido clorhídrico y se transforma en fosfato bicálcico $(\text{PO})_2\text{Cs} + 2\text{ClH} = \text{ClCa} + (\text{PO})\text{Ca}$.

PREPARACION: se disuelven 100grs. de fosfato disódico cristalizado en 700cm³ de agua y al líquido obtenido se agregan 3cm. de ácido clorhídrico concentrado. Por otra parte se disuelven 65grs. de cloruro cálcico cristalizado o 32gr. del producto anhidro en 250 cm de agua, se filtran ambas soluciones, se mezclan y se dejan reposar durante 25 horas, procurando agitar de vez en cuando.

Transcurrido este tiempo se decanta este líquido claro, se recoge el precipitado cristalino que se ha formado, se lava con un poco de agua fría y se deseca en contacto con aire o a calor moderado.

PROPIEDADES :

El fosfato bicalcio se presenta cristalizado en tablas rómbicas cuya reacción es débilmente ácido, también se disuelve en ácido clorhídrico, nítrico, acético, fosfórico y sulfúrico y sobre todo el citrato amónico- amoniacal a 100 ° C pierde su agua de cristalinización y a la temperatura del rojo vivo se transforman en pirofosfatocálcio. (5).

O B J E T I V O S

GENERALES

Establecer si la técnica de desmineralización de piezas dentales humanas y bovinas es adecuada para obtener un material de sales de fosfato de calcio a bajo costo.

ESPECIFICOS

- Determinar cual de las soluciones químicas utilizadas para desmineralización dentaria es más efectiva con respecto a tiempo y cantidad de precipitado inorgánico obtenido
- Comprobar mediante análisis químico inorgánico cualitativo que el precipitado obtenido en piezas dentales humanas y bovinas desmineralizadas son sales de fosfato de calcio.
- Comprobar a través de análisis químico inorgánico cualitativo cuál de los cuatro grupos estudiados nos proporciona las sales de fosfato de calcio más puro.

V A R I A B L E S

-Proceso de desmineralización de piezas dentales humanas y bovinas : es la serie de procedimientos y uso de tres soluciones químicas que posean la capacidad de remover el componente orgánico de un elemento dejándole solamente la parte inorgánica.

-Piezas dentales humanas: se usaron piezas dentales permanentes, libres de caries extraídas por motivos ortodónticos.

-Soluciones químicas: se usaron tres hipoclorito de sodio al 2.5%, ácido nítrico al 0.5% y ácido acético saturado.

M E T O D O L O G I A

El presente trabajo de investigación se realizó seleccionando 20 piezas dentales humanas, recién extraídas en clínicas particulares por motivos ortodónticos o por malposiciones dentarias clínicamente libres de caries y 20 piezas dentales bovinas obtenidas en rastros. *(sólo se usaron 15 piezas dentales humanas y 15 piezas bovinas, porque no se obtuvo ácido fórmico para preparar la solución desmineralizante donde estarían colocadas las piezas del cuarto grupo).

Las treinta piezas dentales se dividieron en tres grupos, según la solución desmineralizante utilizada. Cada grupo se identificó con letras mayúsculas "A, B, y C". Cada grupo estuvo formado por 10 piezas, cinco piezas humanas y además cinco piezas bovinas. El grupo que contenía las piezas humanas se identificó con la letra minúscula "h" y el grupo de las piezas bovinas con letra "b" minúscula.

Los grupos fueron:

GRUPO "A"—Solución de ácido acético glacial saturado.

GRUPO "B"—Solución de ácido nítrico al 0.5%.

GRUPO "C"—Solución de hipoclorito de sodio 2.5%.

Un ejemplo sería: el grupo Ah correspondió al grupo de piezas dentales humanas tratadas con ácido acético .

Todas las piezas dentales fueron preparadas de la forma siguiente:

1) Se eliminó mecánicamente con un cepillo y pasta dental la placa bacteriana y restos de fibras de inserción del ligamento periodontal, se lavaron con agua del chorro.

2) Se les tomaron radiografías periapicales iniciales con el aparato de rayos "X" calibrado a 0.4 seg. Esto se hizo como un medio auxiliar para observar la presencia de imagen roentgenográfica característica del esmalte y poder comprobar el proceso de desmineralización de las piezas dentales a través de la ausencia de esta imagen.

- 3) Las piezas dentales se colocaron en su respectivo vial ,correctamente rotulado, cerrado herméticamente a temperatura ambiente. Cada vial contenía exclusivamente una pieza dental.
- 4) Las piezas dentales se dejaron sumergidas en 10ml. de solución química ,según el grupo correspondiente, durante quince días.
- 5) Las piezas se observaron cada tres días.
- 6) Transcurridos los quince días se les tomaron radiografías finales , para evaluar la desmineralización radiográficamente.

Grupo A: Eliminada la placa bacteriana de las piezas dentales luego que éstas fueron lavadas, se colocaron en una solución de ácido acético, luego de transcurridos tres días las piezas se observaron con el fin de verificar la presencia de precipitado, el cual no se presentó. La pieza se colocó nuevamente en ácido para ser observada cada tres días hasta completar los quince días de la investigación .

Grupo B: las piezas dentales se lavaron con agua , se les eliminó la placa bacteriana. . Se colocaron en la solución de ácido nítrico al 0.5%. y fueron observadas cada día debido a que el ácido nítrico tiene alto poder desmineralizante(28). Cada día el precipitado que se obtuvo se filtró, se secó al horno y se almacenó en recipientes de vidrio rotulados. Las piezas se volvieron a colocar en la solución repitiendo los pasos anteriores cada día observando que al tercer día las piezas estaban clínicamente desmineralizadas. Se les tomaron radiografías y se verificó a través de la ausencia de imagen roentgenopaca dada por esmalte si la pieza estaba completamente desmineralizada.

Grupo C: Se les eliminó la placa bacteriana y lavadas las piezas dentales, se colocaron en una solución de hipoclorito de sodio al 2. 5. Luego de transcurridos tres días las piezas se observaron con el fin de verificar la presencia de precipitado. El precipitado obtenido se filtró, se secó al horno y se almacenó en recipientes de vidrio. La pieza se colocó nuevamente en ácido para ser observada cada tres días hasta completar quince días, observando su desmineralización a través de radiografías.

RECOLECCION DEL MATERIAL

Las sales del precipitado fueron recolectadas de la siguiente manera:

- 1) Se colocó un embudo de vidrio sobre cada Erlenmeyer de 125ml. etiquetado con la respectiva letra del grupo al que pertenecía. El embudo tenía previamente ajustado a su medida interna una hoja de papel filtro circular. (foto No. 1)
- 2) Cada vial se colocó por 30 ó 40 seg. sobre un vibrador para movilizar el precipitado.
- 3) Se filtró inmediatamente el contenido de cada vial en el embudo rotulado para su respectivo grupo (A,B,C) humano (h) ó bovino (b). Cada pieza se lavó dentro de su vial varias veces (aproximadamente 5 a 8 veces) con agua destilada, con el fin de que el precipitado restante se colocara de nuevo en el embudo para ser filtrado. Cuando se separó completamente todo el precipitado, se tomó el papel filtro con las manos para trasladarlo al papel aluminio. Este estaba previamente adaptado al tamaño del papel filtro.
- 4) El precipitado obtenido después de colocarlo en el papel aluminio, se secó al horno, marca Despatch Oven Co. a temperatura 250°C, entre 10 ó 13 minutos. Se apagó el horno y el material obtenido fue retirado para dejarlo enfriar a temperatura ambiente por 15 minutos. Se usó una espátula plástica para remover el producto del papel filtro y se almacenó en recipientes de vidrio de 5ml. previamente titulados y herméticamente cerrados.
- 5) El precipitado obtenido se pesó en una balanza semianalítica marca Ohaus y se envió al laboratorio de análisis químico de cementos Progreso y de I.C.A.I.T.I. para que fuera practicado el análisis cualitativo y cuantitativo.
- 6) Todos los pasos anteriores fueron acompañados con fotografías tomadas con film marca KODAKASA 100 para impresiones a color, utilizando cámara fotográfica marca "Nikon" FM2 55mm, con lente macro 100. Página 32 la foto No.2 muestra una pieza dental dentro del vial después que se ha formado precipitado.



FOTO No.1 Se colocó un embudo de vidrio sobre cada Erlin Meyer de 125ml. etiquetado con la letra del grupo al que pertenecía. El embudo tenía una hoja de papel filtro circular ajustado a su medida interna.

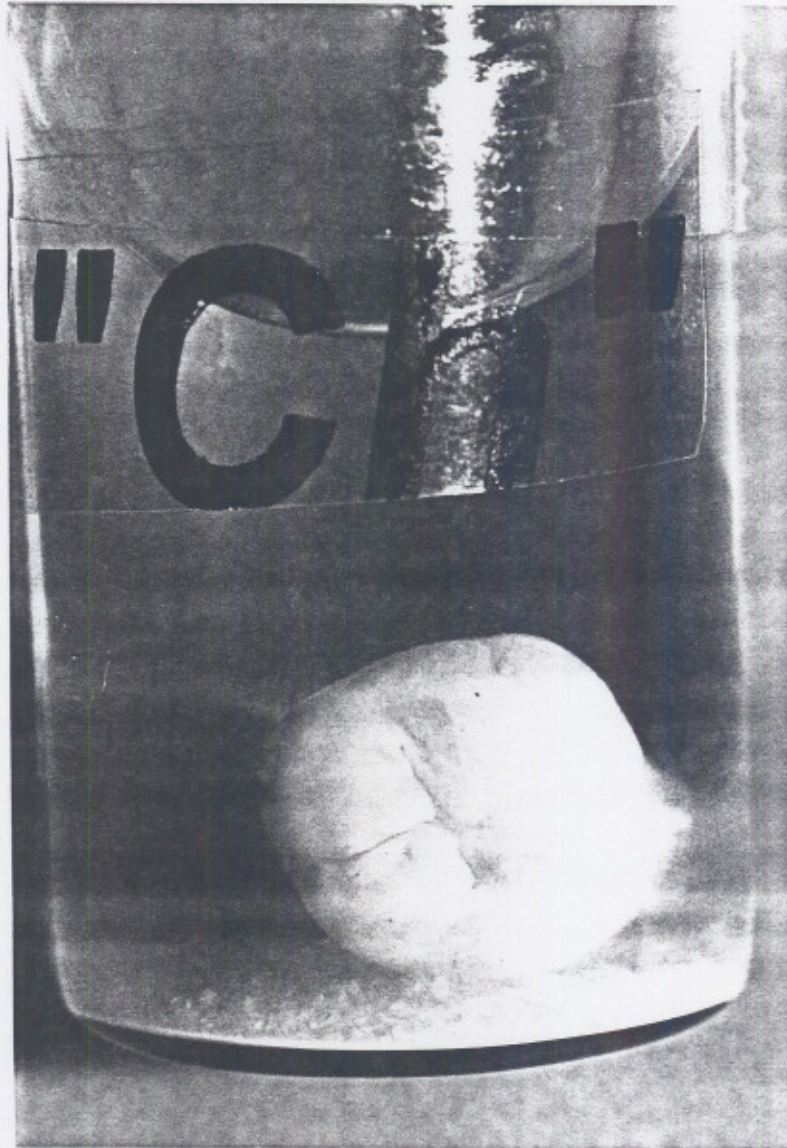


FOTO No.2 Muestra de el precipitado formado dentro de la solución.

La pieza dental es humana y está dentro de hipoclorito de sodio al 2.5%.

INTERPRETACION DE RESULTADOS

HALLAZGOS DE LABORATORIO:

Los resultados obtenidos en esta investigación fueron: (cuadro No. 1)

1. Grupo "A": las piezas dentales correspondientes al grupo Ah y Ab tratadas con ácido acético glacial , no formaron ningún tipo de precipitado durante los quince días de la investigación.

2. Grupo "B": las piezas dentales Bh y Bb tratadas con ácido nítrico formaron precipitado diariamente, se filtraron cada día y sólo estuvieron sumergidas en la solución durante tres días debido a que el proceso de desmineralización se realizó en ese período de tiempo. El precipitado del grupo Bh fue de 0.7 grs. y el de Bb fue de 1.9 grs.

3. Grupo "C": las piezas tratadas con hipoclorito de sodio al 2.5% se observaron cada tres días, filtrándose el precipitado obtenido, el proceso de desmineralización se realizó en los quince días. El precipitado obtenido en Ch fue de 1.3 grs, en Cb fue de 2.3 grs. A través de análisis de peso gravimétrico se determinó el porcentaje de ión fósforo de las sales obtenidas en el precipitado de piezas bovinas tratadas con hipoclorito de sodio al 2.5% . El precipitado fue $Ca_3(PO_4)_2 = 90.30\%$ $(P_2O_5) = 40.32\%$. Se adjunta informe de laboratorio del ICAITI. (informe en la pag 35)

CUADRO No1.

**RESULTADOS DEL PROCESO DE DESMINERALIZACION DE PIEZAS DENTALES
HUMANAS Y BOVINAS**

GRUPO DE SOLUCIONES	Ph * (grs.)	Pb * (grs.)	TOTAL (grs.)
A ácido acético glacial	-	-	-
B ácido nítrico al 0.5%	0.7	1.9	2.6
C hipoclorito de sodio al 2.5%	1.3	2.3	3.6

* Ph pieza humana

*Pb pieza bovina

El total en el cuadro se refiere sólo a la suma aritmética de la cantidad de precipitado obtenido en piezas humanas y bovinas (no implica mezclar ambos precipitados) se presenta para evidenciar la eficiencia de la soluciones para obtener precipitado.



COSTA RICA
EL SALVADOR
GUATEMALA
HONDURAS
NICARAGUA

INSTITUTO CENTROAMERICANO DE INVESTIGACION Y TECNOLOGIA INDUSTRIAL (ICAITI)

CENTRAL AMERICAN RESEARCH INSTITUTE FOR INDUSTRY
AVE. REFORMA 4-47, ZONA 10
GUATEMALA, C. A.

APARTADO POSTAL 1552
CABLES ICAITI
FAX (502) 2-317470
TELS (502) 310631 Y 340709

INFORME DE LABORATORIO

ICAITI.

RESULTADO:

En la muestra analizada:

Perdida por calcinación (525°C):	24.20 %
Fósforo ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$):	90.30 %
Fósforo (P_2O_5):	41.32 %

OBSERVACIONES:

Determinaciones en duplicado
Método: AOAC 15a. Ed.

ANALIZADO POR:

Laboratorio Química



Tomàs Prieto
JEFE DE LABORATORIO

Lic. Tomàs Prieto

Se adjunta informe del ICAITI del análisis practicado a una muestra de precipitado de piezas dentales bovinas tratadas con hipoclorito de sodio. Se solicitó el análisis del precipitado de una muestra de piezas dentales bovinas tratadas con hipoclorito de sodio al 2.5% porque después de los quince días de la investigación se observó que el grupo Cb tenía mayor cantidad de volumen de precipitado, además el costo del análisis solicitado para cada muestra era sumamente alta, por este motivo se envió unicamente una muestra.

Inicialmente el precipitado obtenido se llevó a una temperatura de 525°C para eliminar contaminantes e impurezas allí se perdió un 24.2% de la muestra por calcinación, luego se le hicieron las pruebas según el método de la 15a. ed. de la AOAC y se encontró Fósforo en un 41.32%, y fosfato tricálcio en un **90.3%**

CONCLUSIONES

1. El método de desmineralización de piezas dentales humanas y bovinas mediante soluciones de hipoclorito de sodio y ácido nítrico es rápido y efectivo para la obtención de sales de fosfato de calcio.
2. La solución de hipoclorito de sodio al 2.5% es más efectiva que la solución de ácido nítrico para obtener mayor cantidad de precipitado.
3. La solución de ácido nítrico al 0.5% es más efectiva que la solución de hipoclorito de sodio al 2.5 % en cuanto al tiempo de desmineralización total de las piezas.
4. Se comprobó mediante análisis químico en el grupo Cb que el precipitado obtenido fue sales de fosfato de calcio, encontrándose en mayor porcentaje el fosfato tricálcico ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$). Como Ganh y Scheele comprobaron que formaba la mayor parte de los tejidos calcificados(11).
5. No se pudo comprobar cual de las soluciones empleadas para desmineralizar las piezas dentales nos proporcionó las sales de calcio más puro porque no se contó con los aparatos necesarios para dicho análisis, como propone Sendax, V(39) métodos de microanálisis con sonda electrónica, espectroscopía electrónica o métodos cuantitativos espectrográficos de energía dispersa y difracción de rayos "x".

RECOMENDACIONES

1. El precipitado obtenido siguiendo la metodología propuesta en la presente investigación pueda usarse en posteriores estudios, tratando de determinar mediante análisis y pruebas químicas el grado de pureza de las sales de fosfato tricalcio obtenidas.

2. Implementar o adaptar métodos alternativos y utilizar otros tipos de soluciones químicas que ayuden al proceso de desmineralización. Con el objeto de aumentar la cantidad de precipitado y disminuir su tiempo de obtención. Tomando en consideración que los diversos tipos de soluciones deber ser fácilmente disponibles en nuestro país.

3. Integrar varias áreas (sectores) de la Facultad de Odontología para continuar el estudio de precipitados de sales de fosfato de calcio y que en un futuro (posteriormente a pruebas de análisis riguroso de biocompatibilidad) puedan ser usadas para corregir defectos óseos de la cavidad bucal.

4. Dar a conocer los usos y beneficios de estos materiales a los estudiantes de pregrado y en la medida de lo posible a los profesionales de la odontología.

L I M I T A C I O N E S

En el presente trabajo se presentaron varios aspectos que fueron limitantes para su desempeño :

1) Durante la fase de revisión bibliográfica la disponibilidad de artículos actualizados sobre el tema fue poca, porque biblioteca de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala no recibe publicaciones periódicas de revistas que contienen información completa y actualizada sobre el tema.

2) En Guatemala la importación de ciertos productos químicos , por los altos costos que estos poseen es limitada, lo que hace que su disponibilidad sea difícil ; Debido a lo anterior se vió la necesidad de descartar el ácido fórmico de la presente investigación.

3) La infraestructura de los diversos laboratorios de la universidad no cuenta con algunos recursos necesarios para los análisis requeridos en la presente investigación. Por eso se solicitó ayuda a otras entidades como ICAITI Y Cementos Progreso haciendo que el costo de esta investigación fuera elevado.

4) Al solicitar los análisis a otras entidades el costo de estos aumentó los gastos de la investigación , por este motivo sólo seenvió a analizar una muestra de piezas dentales bovinas , se escogió las tratadas con hipoclorito de sodio porque mostraron mayor cantidad de precipitado.

ABREVIATURAS

β TCP: beta tricalcio fosfato.

HA: hidroxilapatita o hidroxiapatita.

HTR:hidroxietilmetilmetacrilato.

PGA:ácido poliglicólico.

TCP:fosfato tricálcico.

GLOSARIO DE TERMINOS

Alógeno: adj, de distinta raza.

Alográfico: perteneciente a lo visible.

Autógeno: adj, que se engendra a sí mismo.

Biocompatible: posee afinidad con lo biológico.

Biorresorción: acción de resorverse biológicamente.

Concreciones calcáreas: acumulación de partículas de calcio que forman masas.

Difracción de rayos X: técnica de la división o inflexión de los rayos Roentgen cuando pasan por los bordes de un cuerpo opáco.

Esquisto: pizarra.

Mica : partícula, silicato simple nativo, de coloraciones diversas caracterizado por separarse en láminas transparentes elásticas.

Osteoconducción : es el proceso que se realiza con material inórganico que permite la aposición de hueso a partir de hueso existente y que requiere la presencia de hueso con células mesenquimatosas indiferenciadas.

Proteína morfogenética: es la proteína que produce crecimiento o que origina una forma.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. American Dental Association Reports. Hydroxylapatite beta tricalcium phosphate and autogenous and allogenic bone for filling periodontal defects, alveolar ridge aummentation and pulp capping. J Am Dent Assoc 108:822-831, may1984.
2. Bell,R and R, Beirne . Effect of tricalcium phosphate , and collagen on the healing of defects in the rat mandibule. J Oral Maxillofac Surg 46:589-594, 1988.
3. Block, M. and J.Kent. Placement endoseous implants into tooth extraction sites. J Oral Maxillofac Surg 49:1269-1276, 1991.
4. Callejas, S. Seminario materiais sinteticos. Brasil, Universidad de Sao Paolo, Faculdade de Odontologia de Bauru, Mestrado em Periodontia, 1991.23p.
5. Calvet, E. Química general aplicada a la industria con prácticas de laboratorio. España, Salvat, 1936.385p.
6. Cook, J. Experimental coating defects in HA coated implants. Clin Orthop 265:2890, 1991.
7. Cullum, P., D,Frost. T, Newland.T, Keane and W,Ehler Evaluation of hydroxylapatite particles in repair of alveolar clefts in dogs. J Oral Maxillofac Surg 46:290-296, 1988.
8. Dana, E. Tratado de mineralogía. 4a. ed. México, Continental, 1984. 912pp.
9. Driessens, F.C.M. Bioceramics of calcium phosphate. United States of América, CRC reports Chapters 1,5,7.1983.



10. El Deeb, M., P. Tompach and T. Morstand. Porous hydroxylapatite granules and blocks as alveolar ridge augmentation materials. A preliminary report. J Oral Maxillofac Surg 46: 955-970, 1988.
11. Enciclopedia completa de farmacia. España, Editorial Saturnino Calleja, S.A. 1957. 216p.
12. Frame, J., J. Routh and M. Browne. Ridge augmentation using solid and porous hydroxylapatite particles with and without autogenous bone or plaster. J Oral Maxillofac Surg 45: 771-777, 1987.
13. Gamez, J. Química orgánica. 2a. ed, España, Salvat, 1955. 1009 p.
14. González, M. The effect of trimetaphosphate ions on mineralization process. Thesis. (Ph. D) Birmingham, Alabama, University of Alabama. Department of Physiology and Biophysics, 1971. 66p.
15. González, M. Epidemiología de la caries dental y la enfermedad periodontal en Guatemala. folleto USAC. Facultad de Odontología.
16. Hager, M. Farmacia práctica. México, Harla, 1956. 425p.
17. Hallman, P. Diccionario enciclopédico ilustrado. España, Editorial Aurea 1962. IV Tomos.
18. Hanker, J.S and B. L. Giammara. Osteogenesis in cat craneoplasty with hydroxylapatite. Mat Res Soc Symp Proc 110: 239-245, 1989.
19. Helman, J. Farmacotécnica teórica y práctica. México, Manual Moderno. 1962.
20. Horswell, B. and M. El Deeb. Nonporous hydroxylapatite in the repair of alveolar clefts in a primate model. Clinical and histologic findings. J Oral Maxillofac Surg 47: 946-952, 1989.



21. Hosaka, N and T. Nagata. Evaluation of new dense-porous hydroxylapatite endosteal dental implant. J Oral Maxillofac Surg 45: 583-593, 1987.
22. Hueyy, J. Química inorgánica. 2a. ed, México, Harla ,1982. 950 p.
23. Jarcho, M. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. Clin Orthop 157:259,278,1981.
24. Kenney, E.B. The use of porous hydroxylapatite implant in periodontal defects. Clinical results after six months . J Periodont 56 :82-88, feb 1985.
25. Kent, J. and M. Block. Biointegrated hydroxylapatite coated implants : five year clinical observations. J Am Dent Asc 121: 138-144, July 1990.
26. Le Geros, R. Calcium phosphates in oral biology and medicine. USA, Karger, 1991. 183p.
27. Lewis, R.D., R.A. Carnavale, B.L. Giammara and J. I. Hanker. Composite hydroxylapatite/plaster implants for complex endodontic periapical defects and lesions. Mat Res Soc Symp Proc 110:301-304 , 1988.
28. Lynch, M. Métodos de laboratorio. México, Interamericana, 1984. 1522p.
29. Machuca, M. y E. Sazo de Mendez. Eds. Análisis de la salud por regiones. Guatemala, OPS/ OMS, 1992. pp.17-22. Publicaciones Científicas y Técnicas de la Oficina Sanitaria Panamericana de la Salud.
30. Malher, E. and H. Cordes. Biological chemistry. 2nd. ed, New York, Harper & Row, 1971. pp22-23, 377-385.
31. Mehlisch, D. , T. Taylor, D. Leibold, R. Hiatt, D. Waite, P. Waite, D. Laskin, S. Smith and M. Koretz. Evaluation of collagen hydroxylapatite for augmenting deficient alveolar ridges: A preliminary report. J Oral Maxillofac Surg 45: 408-413, 1987.



Collagen/Hydroxylapatite implant for augmentation deficient alveolar ridges: twelve month clinical data. J Oral Maxillofac Surg 46: 839-843, 1988.

33. Misch, C. Bone grafting materials implant dentistry. Implant Dentistry 2(3):158-167, 1993.
34. Nagase, M. R.B.Chen.Y, Aray and T, Najama. Evaluation of bone substitute prepared from -tricalcium phosphate and an acid polysaccharide solution. J Oral Maxillofac Surg 49:1305-1309, 1991.
35. Parsons, J .R., J.L.Ricci,H. Alexander and P.K.Bajpai. Osteoconductive composite grouts for orthopedic use. Reprinted from Bioceramics: Materials characteristics versus in vivo Behavior, The Annals New York Acad scien,523:190-206 June 10, 1988.
36. Piatelli, A., J.P.Cordioli,P. Trisi,P. Passi, G.A.Faver and R.Meffert. Ligth and confocal laser scannig microscopic evaluation of hydroxylapatite resorption patterns in medullary cortical bone. Int J Oral Maxillofac Implants 8: 309-315, 1993.
37. Ricci, J.L., H. Alexander, J.R.Parsons,R. Salsburry and A.B. Alleis. Partially resorption Hydroxylapatite-based cement for repair bone defects. The 12th annual meeting of society of biomaterials. Minneapolis- St. Paul Minnesota, USA. Mat Res Soc Symp 29may-june1 1986.
38. Ricci, J.L. ,A.Berkman,P.K. Bajpai,H. Alexander and J.R.Parsons Development of a fast-setting ceramic based grout material for filling bone defects. The 12 th annual meeting of society of biomaterials. Minneapolis- St. Paul Minnesota, USA. Mat Res Soc Symp 29 may-june 1, 1986.

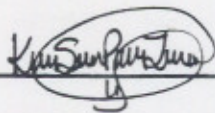


39. Ripamonti, U., CH.Schnitzler and P.Cleaton-Jones. Bone induction in a composite allogeneic bone/alloplastic implant. J Oral Maxillofac Surg. 47:963-969, 1989.
40. Sendax, V. Clínicas odontológicas de Norte América. Traducido por José Ramos Tercero. México, Nueva Editorial Interamericana. 1992 Capítulos I, II, III, V, VII, IX. 286p.
41. Shiota, T., K. Ohno, K-I. Michi and T. Tachikawa. An experimental study of healing around hydroxylapatite implants installed with autogenous iliac bone grafts for jaw reconstruction. J Oral Maxillofac Surg 49: 1269-1276, 1991.
42. Taylor, T. and J. Helfick. Technical considerations in mandibular ridge reconstruction with collagen/hydroxylapatite implants. J Oral Maxillofac Surg 47:422-425, 1989.
43. Terry, B.C., R. Baker, M.R. Tucker and J. Hanker. Alveolar ridge augmentation with composite implants of hydroxylapatite and plaster for correction bony defects, deficiencies, and related contour abnormalities. Mat Res Soc Symp Proc 110:187-192, 1989.
44. Tobin, G., A.N. Cranin and E. Roner. Hydroxylapatite with calcium sulfate vehicle for ridge maintenance in dogs. The 12th annual meeting of society for biomaterials Minneapolis St. Paul, Minnesota USA, 1986.
45. Tratado de farmacia práctica. México, Labor, 1936. Tomo I.
46. Urist, M.D. Fundamental and clinical bone physiology. USA 1965. 87-94P.
47. Ylinen, P., M. Raekallio, T. Toivonen, K. Vintonen and S. Vainionpaci. Preliminary study of porous hydroxylapatite particle containment with curved biodegradable implant in the sheep mandible. J Oral Maxillofac Surg 49: 1191-1197, 1991.

Vo. 130.


Adel Est...





Karen Silvia Pineda Zelaya

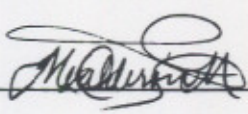
SUSTENTANTE



Dra. SOFIA CALLEJAS

ASESORA





Dra. Mirna Calderon

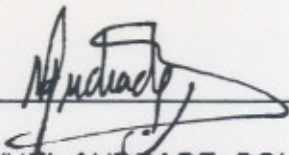
MIEMBRO COMISION DE TESIS



Dr. Alfonso De León.

MIEMBRO COMISION DE TESIS

Imprimase:



Dr. MANUEL ANDRADE BOURDET

SECRETARIO

