

**GRADO DE DEFORMACION PLASTICA,
FRACTURA Y RESISTENCIA A LA CORROSION,
DE UNA ALEACION COBRE - ALUMINIO
EN CORONAS TOTALES, EN PACIENTES
DE LA CLINICA DENTAL DEL CENTRO DE SALUD
DEL MUNICIPIO DE CHICHICASTENANGO, EL QUICHE.**

Tesis Presentada por:

LUIS GUILLERMO CIFUENTES VELASQUEZ

Ante el Tribunal de la Facultad de Odontología de la
Universidad de San Carlos de Guatemala, que practicó el
Examen General Público previo a optar al título de

CIRUJANO DENTISTA

Guatemala, Abril de 1995

PROPIEDAD DE LA UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
Biblioteca Central

19
(11616)
C o H

JUNTA DIRECTIVA DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Decano:	Dr. Jorge Martínez Solares
Vocal Primero:	Dr. Eduardo Abril Gálvez
Vocal Segundo:	Dr. Angel Rodolfo Soto Galindo
Vocal Tercero:	Dr. Víctor Manuel Campollo Zavala
Vocal Cuarto:	Br. Alejandro Manuel Palomo Cortéz
Vocal Quinto:	Br. Sergio Estuardo Juárez Paiz
Secretario:	Dr. Manuel Andrade Bourdet

TRIBUNAL QUE PRACTICO EL EXAMEN GENERAL PUBLICO

Decano:	Dr. Jorge Martínez Solares
Vocal Primero	Dr. Eduardo Abril Gálvez
Vocal Segundo	Dr. Danilo Chavarría Méndez
Vocal Tercero	Dr. Gustavo Adolfo López Reyna
Secretario:	Dr. Manuel Andrade Bourdet

ACTO QUE DEDICO

A DIOS

POR SER MI GUIA EN LA VIDA.

A MIS PADRES:

JUAN FERNANDO CIFUENTES.
MARTHA LIDIA DE CIFUENTES.

POR LA EDUCACION Y ORIENTACION
QUE ME DIERON, GRACIAS.

A MIS HERMANOS:

LILIA CELESTE,
ESTUARDO,
FERNANDO ALFREDO,
VILMA H.,
RICARDO ULYSSES Y
LUZ ELENA

POR SU APOYO Y RESPALDO
EN TODO MOMENTO

A MIS SOBRINAS:

MARIA ANDREA Y
MARIA ALEJANDRA

A MI TIA:

JULIA CIFUENTES

POR ESTAR PRESTA A ESCUCHARME.

A MIS PRIMOS:

BERNIE Y LUIS FERNANDO.

A MIS AMIGOS:

VICTOR,
JUAN,
CHEPE,
FERNANDO,
MARGARITA Y
CHUSINA .

EN LAS BUENAS O EN LAS MALAS,
SIEMPRE.

TESIS QUE DEDICO

A GUATEMALA

A LA UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA

A LA FACULTAD DE ODONTOLOGIA

A MI PROMETIDA:

Vilma Lu.
Complementas mi vida, con Amor.

A MIS COMPAÑEROS:

Héctor,
Nando y
Jorge.

A TODOS LOS QUE
COLABORARON EN LA
REALIZACION DE LA MISMA
EN ESPECIAL A:

Dr. Rafael Mejicano

A MIS PACIENTES

A MIS MAESTROS, EN ESPECIAL A:

Dr. Francisco de la Peña,

Dr. Rodolfo Cáceres.

HONORABLE TRIBUNAL EXAMINADOR

Tengo el honor de someter a vuestra consideración el trabajo de tesis: Grado de Deformación Plástica, Fractura y Resistencia a la Corrosión, de una aleación de Cobre - Aluminio en Coronas Totales, en Pacientes de la Clínica Dental del Centro de Salud del Municipio de Chichicastenango, El Quiché, conforme lo demandan los estatutos de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala, previo a optar al título de Cirujano Dentista.

Deseo agradecer a mi asesor Dr. Danilo Chavarría Méndez, por su colaboración para la realización de este trabajo.

Y a vosotros miembros del Honorable Tribunal Examinador, doy muestra de mi más distinguida colaboración y respeto.

HE DICHO

INDICE

INTRODUCCION	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
JUSTIFICACION.....	3
REVISION DE LITERATURA	4
OBJETIVOS	20
METODOLOGIA	21
VARIABLES Y DEFINICIONES.....	23
INDICADORES.....	24
RESULTADOS.....	25
INTERPRETACION	26
CONCLUSIONES	28
RECOMENDACIONES.....	29
LIMITACIONES.....	30
ANEXO.....	31
LISTA DE REFERENCIAS.....	32

INTRODUCCION

La búsqueda de aleaciones que puedan sustituir a las conformadas a base de oro, pero sin perder las características que hacen de este último, el material ideal para restauraciones en la cavidad bucal y, que sean accesibles para la mayoría de la población, no ha cesado. En la actualidad se han producido nuevas aleaciones no preciosas, que de acuerdo a los fabricantes, ofrecen características similares en cuanto a resistencia a la corrosión, deformación plástica, resistencia final alta y biocompatibilidad que caracterizan a las aleaciones preciosas.

Es importante en la profesión odontológica ser cautos cuando sale al mercado un nuevo material, ya que debe tenerse la certeza que dicho producto cumple con las propiedades correspondientes para poder ser usado en la boca y previamente comprobar que las indicaciones que da el fabricante son correctas. Es por eso que con este trabajo se despejaron algunas dudas en cuanto al uso de la aleación de cobre-aluminio como material restaurador.

Para ello, se realizó un estudio clínico probando dicho material, haciendo diez coronas en pacientes de la Clínica Dental del Centro de Salud del Municipio de Chichicastenango, El Quiché, reevaluando clínicamente cada dos meses, durante ocho meses. Se elaboró una ficha especial para facilitar y anotar los datos de cada reevaluación; se tomaron impresiones y se obtuvieron modelos de yeso que sirvieron para comparar las coronas de cada individuo en las distintas reevaluaciones.

No hubo presencia de corrosión en sus distintas manifestaciones, fractura, ni deformación plástica. Como resultado de la investigación, la aleación de cobre - aluminio, no presentó variaciones en su estructura en los aspectos básicos que son necesarios tomar en cuenta para su uso en boca.

PROBLEMA

Existe en el mercado odontológico una diversidad de aleaciones, presentando distintas características cada una de ellas, que les confieren ciertas propiedades para ser usadas en distintos procedimientos restauradores.

Una de estas aleaciones es la de cobre-aluminio, pero desafortunadamente en nuestro medio, por ser aleaciones nuevas, se desconoce su rendimiento clínico. Por lo que resultó interesante, investigar el comportamiento de éste metal en la cavidad bucal, cuestionándolo así :

¿Cuál es el grado de deformación plástica, fractura y resistencia a la corrosión, de diez Coronas Totales de Metal, fabricadas con una aleación de cobre-aluminio y colocadas en diez pacientes de la Clínica Dental del Centro de Salud del Municipio de Chichicastenango, El Quiché ?

JUSTIFICACION

Dentro del amplio marco de responsabilidades académicas de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala, existe la investigación y evaluación de los materiales que continuamente se lanzan al mercado, principalmente aquellos cuyas características son similares a las de los ya conocidos.

Las investigaciones de las aleaciones de cobre - aluminio realizadas desde 1974, tanto in vitro como in vivo (para establecer sus propiedades mecánicas y físicas) (8), dan la seguridad de su uso en la cavidad bucal. Pero en nuestro medio no se conoce la existencia de una evaluación clínica que informe sobre el rendimiento de esta aleación para ser utilizada en boca.

Esta aleación no solo ofrece un beneficio funcional adecuado si no que también una reducción en el costo del tratamiento restaurador.

REVISION DE LITERATURA

Las aleaciones de cobre-aluminio forman parte de los llamados compuestos cupro-aluminio que son "aleaciones a base de cobre que contienen de 6 a 12% de aluminio. Los cupro aluminios más comunes contienen 10% de aluminio y en ciertos casos, 4% de hierro. Estas aleaciones, impropriadamente llamadas Bronce de Aluminio, son de color amarillo y además de sus excelentes características mecánicas, resisten muy bien a la corrosión. Se usan en joyería y decoración, en fabricación de monedas y medallas, industria química, construcciones navales (hélices) y mecánicas (válvulas, engranajes, bombas, etc.)." (5)(16)

Además, el aluminio en combinación con el cobre forma parte de un sistema binario que se conoce con el nombre de Sistema Cobre-Aluminio. El aluminio tiene la misma estructura cristalina y un diámetro atómico similar al del cobre, formando así una solución sólida, en la cual el aluminio tiene la característica de darle al sistema las propiedades de alta resistencia a la corrosión, por su disposición en la colocación de sus átomos en el reticulado espacial que conforma el sistema.

Es más, este metal resiste la acción de los cuerpos orgánicos y al ácido nítrico concentrado, a pesar de que este ácido ataca a los metales nobles incluyendo al oro que es un metal que tiene posición privilegiada en la serie de fuerza electromotriz. El aluminio posee una alta resistencia a la corrosión debido a la formación de una película pasivante que lo protege y casi nunca es utilizado puro por ser demasiado blando.

"La aviación consume el 40% de su producción, la industria eléctrica el 16% para la construcción de conductores de alta tensión" (4)(16).

Es sumamente importante hacer notar que " el 14% de la producción de aluminio se invierte en la fabricación de utensilios de cocina y de envases para alimentos, especialmente papel de aluminio, por sus propiedades anticorrosivas."(5)(16)

Metalúrgicamente hablando "no existen aleaciones resistentes a la corrosión, sino que sólo existen aleaciones resistentes a ciertas formas de corrosión"(6), entre las cuales obviamente se tienen que considerar las aleaciones de cobre-aluminio.

Es decir, que en Odontología se han utilizado por mucho tiempo y se están utilizando Biomateriales Dentales que son susceptibles de corroerse en servicio, tales como : amalgamas convencionales; amalgamas de alto contenido de cobre (hasta 30% de Cu); aleaciones de oro; aleaciones no preciosas (cromo-cobalto, cromo-níquel, acero inoxidable) y aleaciones de plata-paladio (Ag-Pd)(16). Pero ninguna de ellas es todavía proscrita por la Asociación Dental Americana.

Como componentes principales de muchas aleaciones no preciosas muy vendidas hoy en día en muchos países (desarrollados o en vías de desarrollo), se está empleando el níquel y el berilio. Al respecto, para la institución llamada Occupational Safety and Health Administration (OSHA) de Estados Unidos de América, "el níquel (conocido alérgeno), es uno de los 18 químicos industriales y/o procesos que han sido identificados en asociación con riesgo carcinógeno incrementado en trabajadores."(1). También el berilio representa un riesgo para la salud y en pruebas de biocompatibilidad ha ocasionado reacción histológica moderada, determinándose también, que el berilio es un elemento altamente tóxico y en situaciones experimentales ha producido varias lesiones granulomatosas, osteoesclerosis, cáncer de hueso y pulmones.(1)

El cobre como biomaterial, se utiliza bastante formando parte de aleaciones tales como aquellas que conforman los sistemas plata-cobre, oro-cobre, paladio-cobre y ahora aluminio-cobre. También es aplicado en otros dispositivos como la T de cobre.

La aleación de Cobre-Aluminio Duracast M.S., ha sido evaluada clínicamente desde 1974 y fue formulada de acuerdo con las especificaciones exigidas por el Comité de Coordinación de Metales no Ferrosos de la Comunidad Europea y de acuerdo a estas investigaciones, es una aleación biológicamente compatible (8).

Sus propiedades mecánicas y físicas son las siguientes:

Módulo de Elasticidad	11.200 kgf/mm ²
Límite de proporcionalidad	26 kgf/mm ²
Límite de resistencia a la tracción	63 kgf/mm ²
Elongamiento	18%
Dureza Brinell	121
Dureza Vickers	130
Densidad	7.8 g/cm
Dilatación Térmica lineal	16.1 x 10 cm/cm/°C/s
Temperatura de fusión	980°C a 1038°C
Color después de pulido	amarillo oro (8)

Actualmente las aleaciones de cobre - aluminio están sustituyendo a las amarillas de oro cuyas características son las siguientes :

Aleaciones amarillas de oro :

Estas aleaciones dentales están compuestas de diversos metales siendo ellos:

Oro : El oro es, por supuesto, el principal componente de las aleaciones cuyo color es el de este metal. La función más importante, además de darle color, es conferir a la restauración resistencia a la pigmentación y al manchado. El oro también confiere ductibilidad a la aleación. Eleva el peso específico y junto con el cobre es un factor que interviene en el tratamiento térmico de las aleaciones de oro.(9)

Cobre : La contribución más importante del cobre a la aleación de oro es el aumento de la resistencia y la dureza. El número de dureza Brinell del oro puro es, nada más que 32, pero la incorporación de 4% de cobre eleva la dureza hasta 54. La dureza de las aleaciones ternarias de oro-plata-cobre aumenta, en relación directa al cobre añadido, hasta 20%. (9) Este aumento se debe al tratamiento endurecedor en combinación con oro, platino, paladio y plata. La aleación debe contener más de 4% de cobre para que éste surta efecto en el tratamiento térmico endurecedor. Si hay entre 8 y 25% de cobre en la aleación, el endurecimiento se produce fácilmente. Sin embargo, el cobre reduce la resistencia a la pigmentación y a la corrosión de la aleación, por ello, su uso en las aleaciones dentales es limitado.(13) En las cantidades con que se usa en las aleaciones de oro dentales, el cobre aumenta la ductibilidad. El cobre también imparte un color rojizo a la aleación.(9)

Plata : Aunque la plata puede afectar al tratamiento térmico en combinación con el cobre, suele ser neutra. Tiende a emblanquecer la aleación y enriquece el color amarillo al neutralizar el color rojizo aportado por el cobre. En ciertos casos, contribuye a la

ductibilidad de la aleación de oro, particularmente en presencia de paladio. Se puede añadir plata en vez de oro y ello influirá poco en las propiedades mecánicas, pero la resistencia a la corrosión disminuirá.(9)

Platino : El platino actúa como endurecedor eficaz de las aleaciones de oro, si la concentración es suficiente. Así mismo, aumenta la resistencia a la pigmentación y la corrosión. Uno de los factores que limita el uso del platino es su costo y el efecto que ejerce en el punto de fusión. Las aleaciones dentales de oro se solidifican alrededor de 1000 C°. Para evitar un incremento significativo de la temperatura de solidificación, el contenido de platino no excede por lo general, de 3 a 4%. El platino blanquea las aleaciones de oro. Además reacciona con el oro y el cobre para producir el endurecimiento eficaz.(9)

Paladio : Como el paladio es más barato que el platino, se suele añadir como reemplazo de este último. Esta sustitución da buenos resultados, porque el paladio se comporta en la aleación de manera algo similar a la del platino, aunque el efecto endurecedor de la solución es mayor. El peso específico es inferior al del oro y el platino. Por ello, reduce el peso específico de la aleación por unidad de volumen. El paladio emblanquece la aleación más que ningún otro componente común. Con sólo 5 ó 6% de paladio hay un blanqueamiento de la aleación.(9)

Zinc : El zinc se añade en pequeñas cantidades como elemento depurador. Se combina con todos los óxidos presentes y por este medio acrecienta la "colabilidad" de las aleaciones. También hace descender el punto de fusión. En combinación con el

paladio contribuye a la dureza. También aclara la aleación, aunque esto no es apreciable en las concentraciones usadas.(9)

Indio : En pocas concentraciones es un elemento depurador menos volátil. Favorece también la producción de granos de tamaño uniforme y la fluidez de colado.(9)

Clasificación de las aleaciones de oro para vaciados dentales

En la especificación No. 5 de la Asociación Dental Americana se clasifican las aleaciones de oro para vaciados dentales en cuatro tipos, estos son:

Aleación Tipo I:

Los valores de dureza Vickers de las aleaciones deben hallarse entre 50 y 90 (Brinell 40-75) y deben experimentar un alargamiento de por lo menos 18% cuando la aleación está ablandada. Se trata fundamentalmente de aleaciones de oro, plata y cobre, las cuales raras veces contienen platino o paladio.

Son bastantes dúctiles, se les bruñe con facilidad y poseen un límite proporcional relativamente bajo y no se les puede someter a tratamiento endurecedor. Sus puntos de fusión son muy elevados y hay que calentar a temperaturas que exceden ligeramente de 950 °C a 1050 °C para que se fundan completamente.

Las aleaciones Tipo I son aleaciones para incrustaciones de oro que no se hayan sometidas a grandes esfuerzos, tales como en las cavidades simples proximales de incisivos y caninos y en las de tercio gingival. Las aleaciones más duras de este tipo se usan para incrustaciones en cavidades talladas en las caras proximales de premolares y molares y en la superficie proximal de incisivos y

caninos que requieren la eliminación y restauración del ángulo incisal. El uso de las aleaciones Tipo I no está muy difundido, pues las aleaciones de mayor dureza logran la misma finalidad.(9)

Aleaciones Tipo II:

Las aleaciones pertenecientes a este grupo tienen números de dureza Vickers que varían de 90 a 120 (brinell de 70 a 100) según la Especificación No. 5 de la Asociación Dental Americana.

En realidad, muchas de las aleaciones comerciales de clasificación parecida, se agrupan entre los números de dureza Brinell 80 y 90 en el estado ablandado. Este tipo de aleaciones contienen algo de paladio y platino y su contenido de cobre es más elevado que el del tipo anterior.

Con frecuencia estas aleaciones son clasificadas como "Claras" y "Oscuras" de acuerdo a la cantidad de cobre que contengan. Su temperatura de fusión es algo inferior a las aleaciones de Tipo I. Se funden completamente a temperaturas mayores de 927 °C a 971 °C. Aunque las propiedades tradicionales de estas aleaciones son superiores a las aleaciones Tipo I, poseen casi los mismos valores de alargamiento porcentual que el grupo anterior.

Si bien es posible usar las aleaciones tipo II para cualquier clase de trabajo, no se les utiliza en forma amplia por las mismas razones mencionadas para las aleaciones Tipo I.(9)

Aleaciones Tipo III:

De acuerdo con la Especificación No. 5 de la Asociación Dental Americana, los números de dureza Vickers deben estar entre los 120 a 150 (Brinell de 90 a 140) en el estado ablandado. Este grupo de aleaciones contienen paladio y platino que les confiere mayor resistencia. Sin embargo, la concentración no es suficiente para elevar la temperatura de fusión más allá de la zona del soplete dental de aire-gas. Debido al platino y paladio que contienen, tienden a ser de color amarillo más claro que los otros tipos de aleación.

El porcentaje de elongación de estas aleaciones es menor que el de los tipos anteriores.

Estas aleaciones han desplazado a las de tipo I y II y están indicadas para coronas de pilares de puentes sometidos a fuerzas intensas durante la masticación.(9)

Aleaciones Tipo IV:

Se necesita una clasificación especial para aquellas aleaciones aptas para aparatos colados grandes, tales como prótesis parciales removibles.

Para estas aleaciones se requiere decididamente de resistencia y resiliencia, pero la temperatura de fusión no puede ser excesivamente alta, porque hay que fundir una considerable cantidad de aleación de una sola vez.

Por ello, la temperatura de fusión de estas aleaciones está entre 871 °C y 982 °C y es menor que las de los otros tipos. Esta aleación se emplea para el colado de aparatos de prótesis parcial removible. El número de dureza Vickers de estas aleaciones debe ser de 150 (Brinell 130) o mayor después del tratamiento térmico endurecedor. En realidad, su respuesta al mismo es, por lo general, de mayor magnitud que el de otras aleaciones.

Lamentablemente, el porcentaje de elongación de este grupo de aleaciones es comparativamente bajo, en particular después del proceso de endurecimiento. Se deberá tener en cuenta esta falta de ductibilidad al realizar doblamientos u otros ajustes del aparato, una vez colado.(9)

Alaciones preciosas y no preciosas :

A continuación se definirá que son aleaciones preciosas y no preciosas.

1. Preciosas: Ellas son las que contienen oro, paladio, platino y plata. El oro, el paladio y el platino también son metales nobles ya que ellos son altamente resistentes a ácidos y a la corrosión; estos no se empañan como la plata y no forman óxidos.(9)

2. No Preciosas: Níquel, cromo y cobalto, son metales no preciosos o los llamados metales bases usados en Odontología. Estos no tienen un valor considerable y son fácilmente oxidables.(9)

Aleaciones blancas de oro:

Según Skinner, son aleaciones de oro tradicionales blanqueadas con platino, paladio o plata. Así mismo, pueden contener níquel pero se utiliza con gran parquedad debido a su tendencia a fragilizar la aleación y a disminuir la resistencia a la pigmentación y a favorecer el empañado.(9)

Clasifica a éstas en dos variedades de aleaciones: la variedad más cara es una verdadera aleación de oro, pero que contiene cantidades substanciales de paladio y platino. El paladio es más efectivo que el platino para blanquear la aleación de oro. El oro adquiere un color blanco grisáceo con sólo un 10% de paladio, mientras que se requiere un 25% de platino para conseguir iguales resultados.(9)

Estas aleaciones funden a temperaturas altas debido al elevado contenido de paladio y platino. Pueden ser obtenidas en los Tipos II, III, IV.

Las más baratas contienen poco oro y en realidad debieran ser llamadas aleaciones de plata-paladio. Todas estas son duras y sus números Brinell son superiores a 100, en estado ablandado.

Por lo general su ductibilidad es menor que la de las aleaciones de color amarillo y su resistencia a la pigmentación y al empañado es claramente inferior. Un reporte considera como aleaciones de plata-paladio a aquellas que contienen más de 10% de oro.(9)

Peyton clasifica las aleaciones de oro blanco según la composición y sus propiedades características. Estima que las aleaciones blancas de oro responden la siguiente composición:

Plata.....	45%
Paladio.....	24%
Oro.....	15%
Cobre.....	15%
Zinc.....	1%

Paladio: No es usado en forma pura en Odontología, pero se emplea en muchas aleaciones dentales combinado con oro o plata. Es más económico que el platino y en vista que le imparte a las aleaciones dentales muchas de las propiedades de éste, a menudo se le incluye reemplazándolo. El paladio es un metal blanco, ligeramente más obscuro que el platino. Su gravedad específica es 11.4, alrededor de la mitad de la del platino y un poco más que la mitad de la del oro. Es un metal dúctil y maleable con un punto de fusión de 1,555 °C (2,831 °F), el más bajo de los metales del grupo del platino. Tiene la particularidad de absorber u ocluir grandes

cantidades de hidrógeno, al calentarse. Esta puede ser una cualidad indeseable, cuando aleaciones conteniendo paladio se calientan con una llama de soplete incorrectamente ajustada. Fácilmente forma aleaciones con el oro y en cantidades tan reducidas como 5% tiene un efecto pronunciado, aclarando el color de las mismas. La mayoría de las aleaciones de oro de alta resistencia contienen un pequeño porcentaje de paladio, así como de otros metales. El paladio refina, efectivamente, el tamaño del grano de las aleaciones de oro para vaciados, pero en este sentido es menos eficaz que el platino. Una aleación de platino-oro-paladio (P.O.P) manufacturada en alambres, posee características muy especiales.(12)

Plata: Metal de color blanco, dúctil y maleable, conocido como el mejor conductor del calor y de la electricidad, más duro y resistente que el oro pero más blando que el cobre. Funde a 960.5°C (1,761°F), es decir por debajo del punto de fusión del oro y el cobre. Expuesta al aire seco y limpio a cualquier temperatura, permanece inalterada, pero si se combina con el azufre, el cloro y el fósforo o vapores que contienen compuesto sulfuroso le causan severo empañamiento y pigmentación. La plata pura raramente se emplea en restauraciones dentales, debido a que en el ambiente oral se le forma una capa de sulfuro de color negro, aunque se le utiliza, extensamente, en pequeñas adiciones, en muchas aleaciones de oro convencionales, de color amarillo. Alambres y placas de plata pura encuentran aplicación en cirugía y en forma de puntas sirve como material de obturación en la práctica endodóntica. En estado líquido, la plata pura ocluye o capta cantidades apreciables de oxígeno, hecho que hace difícil vaciarla ya que el gas se desprende o libera durante la

solidificación. Como resultado de ello, aparecen pequeños agujeros, porosidades y asperezas en la superficie del colado. Esta tendencia se reduce cuando se le agrega entre 5% y 10% de cobre, por lo que al hacer colados se prefiere una aleación, en vez del metal puro.(12)

Aleación de Paladio-Plata: Forma una serie de soluciones sólidas que se parecen en muchos aspectos a las aleaciones de Paladio-Oro. Las curvas de líquidos y sólidos están bastantes cercanas en toda la serie y, pequeñas adiciones de paladio hacen que la temperatura de líquidos se eleve rápidamente y las aleaciones sean blandas y dúctiles. Debido a la tendencia de los metales a absorber gases cuando están fundidos, es difícil obtener buenos vaciados con la aleación binaria, sin embargo parece haber poca evidencia de segregación de los metales componentes durante la solidificación. El paladio y la plata, como ya se dijo, constituyen los ingredientes principales de un grupo de "oros blancos" sustitutos de las aleaciones dentales amarillas y son incluidos en cantidades relativamente pequeñas en muchas de las aleaciones dentales convencionales. (12)

Consideraciones metalúrgicas:

El paladio se asemeja al platino en resistencia, ductibilidad y color. No obstante que la nobleza del paladio es más baja que la del platino, la preferencia por el primero como componente principal de muchas aleaciones para vaciados dentales con que se cuenta en la actualidad, radica probablemente, en su punto de fusión más bajo, costo inferior por unidad de peso y menor densidad.

El paladio y la plata forman una serie continua de soluciones sólidas para las cuales no se han demostrado transformaciones de fase estado-sólido. El paladio, la plata y el oro también forman un sistema de aleación de una sola fase que no muestra transformaciones en el estado sólido. Las aleaciones dentales que contienen, relativamente, grandes cantidades de paladio y plata y una pequeña proporción de oro pueden tornarse susceptibles a la precipitación o endurecimiento por envejecimiento mediante la adición de pequeñas cantidades de otros metales, como el cobre.

Estas aleaciones heterogéneas de dos fases puede que sean menos resistentes a la corrosión que los sistemas de fase única. Las aleaciones para vaciados dentales basados en paladio-plata contienen, corrientemente, pequeñas cantidades de metales bases de baja fusión tales como el zinc, indio o estaño a fin de aumentar la fluidez de la aleación fundida y mejorar por lo tanto su vaciabilidad. El indio y el estaño también forman compuestos intermetálicos tanto con el paladio como con la plata. De acuerdo a Civjan y Huget, el endurecimiento por envejecimiento de ciertas aleaciones parece estar relacionado a la formación de estos compuestos.(7)

Como sucede con las aleaciones de oro, la composición de las aleaciones de plata-paladio, determina su resistencia al empañamiento y pigmentación. Un método de determinar su resistencia al empañamiento consiste en medir la cantidad de azufre que se combina químicamente con la aleación después de cierto período de tiempo.

Las aleaciones que contienen cantidades reducidas de paladio se empañan y manchan rápidamente, desarrollando una capa negruzca en la superficie. Conforme se agrega más paladio esta tendencia de la aleación a pigmentarse se va reduciendo en forma dramática, hasta alcanzar niveles muy bajos y estabilizarse. De manera que se necesita una cantidad mínima de paladio en una aleación de plata para desarrollar la resistencia adecuada.(2)

Las aleaciones con un contenido de paladio mayor al 50% generalmente resisten la pigmentación o empañamiento. Sin embargo, estos materiales se manchan al ser calentados entre 750 a 1,380°F debido a la formación de un óxido de paladio. Las aleaciones ricas en paladio son atacadas fuertemente por el ácido nítrico y por el ácido clorhídrico en presencia de agentes oxidantes. Los cianuros atacan todas las aleaciones basadas en el sistema paladio-plata, particularmente aquellas ricas en este último elemento.(7)

Empañamiento y corrosión:

La desventaja potencial más seria que pueden tener las aleaciones de bajo contenido de oro es la posible pigmentación que sucede cuando la aleación está en uso. El empañamiento se debe a la acumulación de productos visibles sobre la superficie de un metal, después que ha ocurrido una reacción corrosiva de éste con el medio ambiente.

En odontología la medición de este manchado o pigmentación no se ha logrado, a causa de que no se ha adoptado una prueba completamente satisfactoria para corrosión y empañamiento.(3) No obstante que se aduce que un balance apropiado de plata y cobre es de lo más importante y que son beneficiosas las adiciones de paladio, la reducción en el contenido de oro permite la introducción de otros elementos que podrían empañarse y corroerse en servicio. En la literatura estadounidense, muy pocos informes de casos documentan este problema en el campo clínico. Sin embargo, estudios de laboratorio destacan la existencia de problemas.(3)

Se han hecho esfuerzos para evaluar in vitro la resistencia de empañamiento de aleaciones de oro, empleando compuestos de azufre, ya sea por exposición al vapor o por inmersión, aplicando una técnica de medición, subjetiva.(3)

Se encontró que existía una relación inversa entre el empañamiento y el contenido de oro y metales del grupo del platino, hasta cuando este alcanzaba un 60%, de aquí en adelante, conforme las condiciones de la prueba, el empañamiento era independiente de la composición. Al valorársele visualmente, en base a la escala de "A" a "D", el empañamiento de las aleaciones de oro coincidía tanto in vivo como in vitro.(3)

Se han establecido buenas correlaciones entre las corrientes de corrosión in vivo e in vitro en pruebas cuantitativas recientemente diseñadas, usando el método de polarización lineal, y se ha ideado una nueva prueba cuantitativa del empañamiento superficial para evaluar el grado de pigmentación intra-oral. Otros métodos, como la técnica de histéresis potencio-dinámica, pueden ser usados para distinguir entre aleaciones de bajo y alto contenido de oro, por la naturaleza de los precipitados o segregaciones de la plata y el cobre corroibles o por ambos.

El contacto de metales diferentes dentro de la cavidad oral está contraindicado por la posibilidad de choque galvánico en uno de los metales en contacto. Los cambios estructurales causados por esta corrosión electrolítica pueden ser un factor contribuyente al fracaso de la restauración metálica o prótesis.(15)

Ya se cuenta con pruebas para determinar las causas del empañamiento y corrosión, que han permitido entender de forma confiable y válida los fenómenos clínicos indicados. Los resultados de estas pruebas han posibilitado ampliar la Especificación No. 5 de la A.D.A.. En el sentido de incluir aquellas aleaciones con bajo contenido de oro que se sabe se comportan adecuadamente en servicio. Mismas que anteriormente estaban excluidas porque los límites de su composición eran los únicos medios de regular el comportamiento, en cuanto a empañamiento y corrosión de las aleaciones comerciales.

De acuerdo a la revisión de la especificación No. 5 para aleaciones dentales coladas efectuada por la American National Standards Institute (ANSI) a petición de la American Dental Association (ADA) - aprobada el 14 de Diciembre de 1988 y efectiva a partir del 14 de Diciembre de 1989 - se amplió la restricción de las aleaciones con menos del 75% en peso de oro o de metales nobles. Esto se debe a la demanda en odontología por alternativas de bajo costo; y gracias a los avances en metalurgia y a un mayor conocimiento sobre las materias primas y las causas que provocan la corrosión y pérdida de brillo. (4)

OBJETIVO GENERAL

Evaluar en diez pacientes de la Clínica Dental del Centro de Salud del Municipio de Chichicastenango, El Quiché, el rendimiento de coronas totales elaboradas con una aleación de cobre-aluminio (Duracast M.S.) como material restaurador durante ocho meses.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar el grado de corrosión de diez coronas de la aleación cobre-aluminio (Duracast M.S.) al ser utilizadas como material restaurador.
- Determinar si hay fractura de diez coronas de la aleación de cobre-aluminio (Duracast M.S.) utilizada como material restaurador.
- Determinar el grado de Deformación Plástica de diez coronas de la aleación de cobre-aluminio (Duracast M.S.) utilizada como material restaurador.

METODOLOGIA

El estudio se realizó en la clínica dental del Centro de Salud de la Villa de Chichicastenango, el Quiché a partir de marzo de 1994 a enero de 1995. Al inicio se procedió a examinar a los pacientes que asistían a la clínica dental y los que llenaban los requisitos indispensables para hacerles una corona de metal se les anotó sus datos y la(s) piezas a restaurar.

El Universo fue de 15 y la muestra debía de ser de 10, por lo que por medio de la tabla de números aleatorios se escogieron a los pacientes del estudio. Al estar completa la muestra se les citó a cada uno por aparte y se les explicó en que consistía el estudio y el papel que ellos desempeñarían; posteriormente se les entregó la ficha de "Consentimiento del paciente".

A cada uno se les trató periodontalmente y a tres endodónticamente, al finalizar la etapa pre-restaurativa se les tomó una impresión para tener modelos de estudio. Durante esta fase, dos pacientes de la muestra declinaron su participación en el estudio, se contacto a otros dos pacientes que no aceptaron, por lo que se optó por tratar a una misma paciente que tenía indicada realizarle tres coronas y quien manifestó su complacencia.

Se prepararon las piezas dentales, y se les tomó impresión final. Se hicieron los colados en la capital y el pulido por el investigador en el Centro de Salud para estar seguros que la aleación no sería sometida a ningún tratamiento con ácido que pudiera dañarla(8). Se ajustaron y se cementó, inmediatamente se tomó una impresión con alginato que se vació en yeso piedra y se le llamó modelo inicial. La última corona se cementó en mayo de 1994.

La investigación continuó con la reevaluación de las coronas cada dos meses durante ocho meses. En cada reevaluación se examinó la superficie de la corona buscando algún cambio en

cuanto a opacamiento, pigmentación, desintegración y fractura; se les tomó impresión con alginato y se les vació en yeso piedra mejorado.

Al finalizar los ocho meses, en el laboratorio de Biomateriales de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala se estudiaron los cuatro modelos de cada paciente comparándolos con el inicial para detectar si existía algún cambio dimensional que indicara una deformación plástica. En esta fase estuvieron presentes los Doctores Danilo Chavarría, Víctor Coronado, Héctor Molina, y el investigador del estudio.

VARIABLES

Tiempo de servicio.

Rendimiento Clínico :

Corrosión

Deformación plástica en servicio

Fractura

DEFINICION DE VARIABLES

Tiempo de servicio en boca: Lapso comprendido entre la fecha de cementación final de la restauración en la boca y el momento de efectuar el examen a ésta.

Rendimiento clínico: En este estudio se evaluó bajo los siguientes aspectos: corrosión, deformación plástica y fractura.

Corrosión: Ataque a la superficie del metal. Presentándose en tres diferentes etapas: pérdida de brillo (opacamiento), pigmentación (manchamiento) y desintegración (pérdida de sustancia).(8) Una o las tres diferentes etapas en las distintas superficies de la corona.

Fractura: Resistencia final del material. Solución de la continuidad en la estructura metálica. (9)

Deformación Plástica: Variación o deformación permanente del metal.(9)

INDICADORES

Corrosión:

Pérdida de brillo (opacamiento), pigmentación (manchamiento), y desintegración (pérdida de sustancia). Se evaluó clínicamente con espejo y explorador; si se apreciara cambio de color, una pigmentación o pérdida de la sustancia en cualquier superficie de la corona se tomaría como corrosión.

Fractura:

Solución de la continuidad en su estructura. Se evaluaron clínicamente con espejo y explorador, el cual al pasarlo sobre la superficie de la corona no debía experimentar ningún tipo obstrucción.

Deformación Plástica:

Deformación permanente (plástica). Para determinar si ha existido algún tipo de deformación se tomó una impresión con alginato, se vació con yeso piedra mejorado y utilizando un micrómetro de cuadrante se examinó el modelo comparándolo con el que se tomó después de cementada la corona.

RESULTADOS

Para este estudio se elaboró una ficha especial en la cual se colectaban los datos de la presencia o ausencia de: corrosión, deformación plástica y fractura.

Clínicamente se evaluó:

Corrosión: Se evaluó considerando la presencia de cualquiera de sus tres estadíos
pérdida de brillo (opacamiento), pigmentación (manchamiento) y
desintegración (pérdida de sustancia)

Fractura: Solución de la continuidad en su estructura.

En el laboratorio de Biomateriales comparando los modelos iniciales con los de cada reevaluación y con la ayuda de un micrómetro de cuadrante, se evaluó:

Deformación plástica: Cambios dimensionales o varación o deformación
permanente.

Durante los ocho meses del estudio no se encontró ningún cambio indicativo de la presencia de alguno de los aspectos evaluados. La superficie siempre mantuvo su brillantes y sus dimensiones.

INTERPRETACION

Se puede apreciar que las coronas de metal elaboradas con una aleación de cobre-aluminio (DURACAST M.S.) no muestran cambios en su estructura ni en su superficie que contradigan su utilización en boca.

De las diez coronas de cobre-aluminio cementadas, todas restauran piezas pertenecientes al grupo de las molares, de las cuales una restaura a una pieza 14; cuatro restauran pieza 30; tres restauran pieza 19; una restaura pieza 31 y otra repone una pieza 32.

De las diez coronas ocho se cementaron en pacientes del sexo femenino y dos en pacientes masculinos. Las edades oscilan de los 19 a los 63 años.

Estas coronas han permanecido en un medio totalmente húmedo susceptible a variaciones de temperatura, ph, a un régimen dietético a base de frijol y maíz (ricos en almidón, azúcares, sustancias nitrogenadas y hierro), y en determinadas ocasiones sometidos a esfuerzos masticatorios grandes como es el masticar alimentos tan duros como las "habas y chicharrones". Todos ellos proclives al proceso denominado corrosión seca.¹

Las coronas están en contacto con otros metales como: amalgama de plata y alambres de hierro forjado, que en determinado momento pudieran provocar electrogalvanismo y en consecuencia irritación a la pulpa; otro de los efectos del electrogalvanismo es la corrosión electrolítica, electroquímica o húmeda y que se debe a un proceso continuo. Ninguno de los

¹ Corrosión Seca es la corrosión química en la cual hay una combinación directa entre elementos metálicos y no metálicos que ocurre en ausencia de agua o de otros electrolitos y casi siempre se acompaña de corrosión electrolítica.(13)

pacientes reportó molestia alguna, lo que se evidenció al examinar la superficie de las coronas elaboradas con esta aleación, debido a la ausencia de corrosión en de sus superficies. Ver Anexo.

Después de ocho meses de evaluar en boca el servicio de las coronas elaboradas con una aleación de cobre-aluminio (DURACAST M.S.), no se encontró al pasar el explorador sobre su superficie, solución de la continuidad. Esto se debe a que ésta aleación posee una dureza Vickers de 130 (Brinell 121), que la ubica dentro del grupo de aleaciones para colados dentales Tipo III (especificación No. 5 de la American Dental Association), que son las aleaciones que se recomiendan para restauraciones coladas (Coronas y Pilares para Puentes). (9). Ver Anexo.

Para la deformación plástica se compararon las dimensiones de cada corona del modelo tomado inmediatamente después de la cementación con los modelos tomados en cada reevaluación. No hubo cambio en las dimensiones de las coronas que indiquen deformación permanente. Para que se dé una deformación permanente los átomos sujetos a la tensión deben de dispersarse porque si no provocarían fractura. En este caso la tensión mecánica no es constante y tampoco lo suficientemente grande como para provocar que se produzca una tensión interatómica dando el estado de deformación permanente.

CONCLUSIONES

- © La utilización de una aleación de cobre-aluminio en piezas dentales para coronas totales no presentó variaciones en su estructura en aspectos importantes para su utilización en boca como alternativa de tratamientos restaurativos.

- © Las restauraciones elaboradas con esta aleación no presentaron corrosión en ninguna de sus distintas variaciones, no presentaron fractura ni deformación plástica durante los ocho meses de seguimiento.

- © Con el presente trabajo de tesis, se ha querido contribuir a aumentar la información existente acerca de las aleaciones de metales no preciosos utilizados en la elaboración de coronas totales de metal.

- © Debido a las limitaciones del estudio, no fue posible la comparación del comportamiento de la aleación entre grupos de personas sujetas a diferentes dietas.

RECOMENDACIONES

- a) Se recomienda a futuros investigadores que deseen repetir esta experiencia, sumar la dieta del paciente entre las variables a estudiar durante la investigación.

- b) A pesar de haber considerado suficiente el tiempo de seguimiento en éste estudio, se considera recomendable hacer seguimiento por un período mayor de tiempo y con muestras mayores para complementar los resultados aquí obtenidos.

LIMITACIONES

- En los objetivos del estudio, no se tomó en cuenta valorar el o los efectos que la dieta pueda tener sobre esta clase de aleación.
- Debido a mala manipulación de la aleación durante la fase técnica de laboratorio en la Facultad, se decidió realizar este procedimiento en un laboratorio particular.
- En el momento inicial de la fase preparatoria, se presentó la renuncia de dos pacientes a la investigación por lo que se decidió trabajar en una misma paciente tres coronas.
- Debido a que los modelos de yeso presentaban distintas alturas desde su base, se utilizó un calibrador PIE DE REY (Boley), con vernier de medición en novenos, en vez del micrómetro de cuadrantes.

ANEXO

UNA ALEACION DE COBRE-ALUMINIO
(DURACAST M.S.) DE MAYO 1994 A ENERO 1995

EVALUACION	I		II		III		IV	
No DE CASOS	10		10		10		10	
	PRESENTA		PRESENTA		PRESENTA		PRESENTA	
	SI	NO	SI	NO	SI	NO	SI	NO
CORROSION		*		*		*		*
FACTURA		*		*		*		*
DEFORMACION PLASTICA		*		*		*		*

En esta tabla se puede apreciar que a lo largo de la investigación, ninguna de las coronas presentó algún tipo de corrosión, fractura y/o deformación plástica.

LISTA DE REFERENCIAS

1. Alternative dental casting alloys. The Thermotrol Technician. 34 (2): s.p. Spring 1980.
2. Cascone, P.J. Aleaciones de plata paladio. The Thermotrol Technician. (2): s.p.1976.
3. Council on dental materials, instruments and equipment. Status report on low gold-content alloys for fixed prostheses. J. Am.Dent. Assoc 100:237-40. February 1980.
4. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Revised ANSI/ADA specification no. 5 for dental casting alloys. J. Am.Dent. Assoc 118:379, March 1989.
5. De Galiana Mingot, T. Pequeño Larousse de ciencias y técnicas. Buenos Aires, Larousse, 1967. p. p. 61, 324.
6. Galvele, J. R. Corrosión. Washington, O.E.A., 1979 p. 69. (Serie de Química. Secretaría General de la Organización de los Estados Americanos, Programa Regional de Desarrollo Científico y Tecnológico. Monografía No. 21).
7. Huget, E.F. and C. Simon. Status report on palladium silver based crown and bridge alloys J. Am. Dent. Assoc. 89: 383-85, Aug. 1974.
8. Ivoclar, Duracast M.S. Panfleto de información Impreso. Brasil. s.d.e.s.f. 4p.
9. Mendoza Escobar, I. Evaluación Clínica en torno al empañamiento y corrosión de restauraciones hechas con aleaciones de plata-paladio. Tesis. (Cirujano Dentista) Guatemala, Universidad de San Carlos, Facultad de Odontología, 1982. p.p. 4 - 21.
10. Molina Calderón H. Preparación Dentaria para Recibir una corona total (completa) de oro. En su: Manual Técnico de Protésis Parcial Fija. Guatemala, Universidad de San Carlos, Facultad de Odontología. Area de Protésis Parcial Fija, Departamento de Restaurativa, 1980. pp 11-17.
11. O'Brien, W. y G. Ryge. Materiales dentales y su selección. Buenos Aires, Médico Panamericana, 1980. p. 186.
12. Peyton, F. A. and Craig, R. G. Restorative dental materials. 4th ed Saint Louis, Mosby, 1971. p. 377.
13. Phillips, R.W. La Ciencia de los materiales dentales de Skinner, 8ª ed. México, Interamericana, 1988. p 447

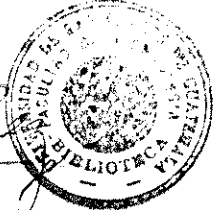


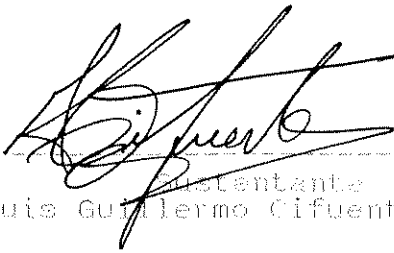
14. Shillingburg, H. Pundamentos de prostodoncia fija. México, La Prensa Médica Mexicana, 1983 p.p. 13, 16, 67, 257, 259.
15. Schimelmitz, H. Interfase corrosion in amalgam-to-amalgam and amalgam-to-nonprecious metal crown couplings. J. of Pros. Dent. 55 (2):189-194. February 1986.
16. Zabala Siliezar, R. Evaluación de la Protesis parciales fijas (coronas y Puentes) de metal-porcelana, realizadas en las clínicas de la Facultad de Odontología de la Universidad de San Carlos de Guatemala, durante los años de 1988 a 1991. Tesis. (Cirujano Dentista) Guatemala. Universidad de San Carlos, Facultad de Odontología, 1993 p.p. 13-23.

COMUNICACIONES PERSONALES

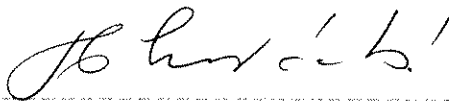
17. Chavarría Méndez, Dr. Comunicación personal. Facultad de Odontología, Universidad de San Carlos de Guatemala, 1992.

Vo. Bo.
Lille Esten





Asistente
Dr. Luis Guillermo Cifuentes Velásquez



Asesor
Dr. Danilo Chavarría Méndez



Comisión de Tesis
Dr. Ricardo Castillo



Comisión de Tesis
Dr. Rafael Coronado Trujillo



Secretario de la Facultad
Dr. Manuel Andrade Bourdet



PROPIEDAD DE LA UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA
Biblioteca Central