



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS ALEACIONES METÁLICAS  
UTILIZADAS EN OPERATORIA DENTAL**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

CIRUJANA DENTISTA

P R E S E N T A :

NANCY GABRIELA CASTILLO VEGA

DIRECTORA:

MTRA. MARÍA TERESA DE JESÚS GUERRERO QUEVEDO

ASESOR:

C.D. JUAN ALBERTO SÁMANO MALDONADO



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Durante el transcurso de mi formación como Cirujana Dentista he tenido la fortuna de encontrarme con una gran cantidad de personas de las que siempre he aprendido muchas cosas buenas y también malas, pero creo que al final todas son buenas por que con ellas he aprendido a ser mejor cada día y a madurar en el aspecto profesional y personal, creo que el subir un escalón más nos debe indicar que hemos adquirido conocimientos, pero no por eso tener la falsa idea de que lo sabemos todo y estoy totalmente segura que aún me falta mucho por aprender y me esforzaré por que así sea, por que de esto va a depender que pueda brindar una atención de calidad a los pacientes que confían en mi.

En todo este tiempo uno no se da cuenta de cuanto ha aprendido o la habilidad que ha adquirido, si no fuera por los pacientes que han concluido algún tratamiento o simplemente llegaron con dolor y te agradecen por lo que has hecho por ellos, esa es una de las satisfacciones invaluable de esta profesión.

Quiero agradecer:

A Dios, por permitirme existir y llegar a este pequeño logro en mi vida y ojalá pueda dejarme seguir y compartir muchos más momentos con las personas que quiero.

A mis profesores, quienes me han enseñado gran parte de todo lo que hoy he aprendido.

A mis amigos, que con su compañía y apoyo incondicional han hecho muy grato el transcurso de todo este tiempo y en los momentos que uno se pierde y no sabe por donde ir o que hacer, siempre están ahí para darte un consejo o su simple presencia es importante para seguir adelante.

A mis Padres, a quienes nunca terminaré de agradecerles infinitamente por haberme traído al mundo, por la educación, los principios, la confianza y el apoyo incondicional que siempre me han brindado en las decisiones más importantes de

mi vida y gracias a ellos por lo que soy y seré siempre. Los quiero mucho.

A mis hermanos, que aunque estén lejos siempre ocupan un lugar muy importante en mi mente y mi corazón. Sergio quien me ha enseñado mucho con su forma tan particular de ver la vida, en quien siempre he tenido el ejemplo de lucha y superación constante, Daniel que con todas las cosas que hemos pasado y afortunadamente se han superado es la persona más tierna y bien intencionada que he conocido y doy gracias a Dios por haberlo dejado seguir adelante, Julio quien siempre mueve los sentimientos que a veces me cuesta trabajo demostrar por su gran sensibilidad.

A Javy, que es muy importante, especial y fundamental en mi vida, hoy y siempre doy gracias a Dios por haberlo puesto en mi camino y permitirme conservarlo, es la persona más tierna, amorosa y cariñosa que pude haber conocido, con la que he compartido los días más maravillosos de mi vida desde que estoy junto a él, con quien he aprendido a demostrar mis sentimientos, amar y perdonar, que a pesar de todas las diferencias que hemos tenido anteriormente al final hemos aprendido y madurado juntos, de la persona que me siento muy orgullosa, gracias por estar ahí cuando más te necesito, por el apoyo incondicional y la confianza que siempre me has brindado, por ser el único y más grande amor de mi vida, gracias por todo amor . Te amo con todo mi corazón!

# **ÍNDICE**

## INTRODUCCIÓN

### **CAPÍTULO 1**

#### 1.- ANTECEDENTES HISTÓRICOS

1.1. Historia de los biomateriales dentales

1.2. Perspectiva histórica de las aleaciones dentales vaciadas

1.1.1 Conceptos básicos

1.1.2 .Biocompatibilidad

1.1.3. Biomateriales dentales

### **CAPÍTULO 2**

#### 2.- PRUEBAS PARA EVALUACIÓN DE BIOCOPATIBILIDAD

2.1. Tipos de prueba de biocompatibilidad

2.2. Grupo I: Pruebas primarias

2.3. Grupo II: pruebas secundarias

2.4. Grupo III: Pruebas para uso preclínico

## **CAPÍTULO 3**

### **3.- NORMAS DE CONTROL Y CALIDAD PARA LAS ALEACIONES METÁLICAS UTILIZADAS EN OPERATORIA DENTAL**

3.1. Definición de Normalización y Control de Calidad

3.2. Importancia de la Normalización

3.3. Clasificación de los Materiales de Uso Odontológico.  
Aleaciones para Restauraciones Individuales

## **CAPÍTULO 4**

### **4.- BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS ALEACIONES METÁLICAS EN DIFERENTES TIPOS DE RESTAURACIONES INDIVIDUALES**

4.1. Amalgama

4.2. Plata-Paladio

4.3. Aleaciones de oro

**CONCLUSIONES**

**FUENTES DE INFORMACIÓN**

# INTRODUCCIÓN

La evolución y desarrollo de los biomateriales ha alcanzado en los últimos años un alto nivel, la velocidad de los avances, fruto de investigación continua en las diferentes universidades del mundo, así como investigadores especializados en los diversos laboratorios, hace que difícilmente se pueda poner al día en este tema debido al alto número de publicaciones.<sup>1</sup>

La especialidad de los materiales en odontología comparte el problema de biocompatibilidad con otros campos de la biotecnología. Actualmente a la hora de desarrollar un material intraoral no solo se deben considerar la resistencia o los aspectos estéticos y funcionales del mismo, una de las propiedades más importantes que debe poseer un material para ser usado en boca es la de su biocompatibilidad con los tejidos vivos. Para poder comprobar este requerimiento es necesario someter el material propuesto a una serie de ensayos previos antes de su uso en boca.

El campo de la biocompatibilidad es muy amplio y comprende el desarrollo de nuevos métodos de prueba, el estudio de los materiales in Vitro para conocer su posible biocompatibilidad en los diferentes contextos biológicos y la valoración de los materiales en la práctica clínica.

La interacción de los materiales con los tejidos puede alterar el metabolismo y los procesos fisiológicos normales. Estas interacciones pueden ser de tipo físico o químico y pueden provocar:

- Degeneración
- Muerte
- Necrosis celular

El daño provocado por cualquier agente extraño sobre las células y los tejidos pasa por tres fases, que son:

- Lesión bioquímica,
- Funcional
- Morfológica.

Gracias a la formulación de normas o especificaciones, la profesión cuenta con un medio de control en la calidad de los diferentes productos .Estas normas nacionales e internacionales contienen los requerimientos mínimos deseables en términos de propiedades físicas, mecánicas, biocompatibilidad, etc.<sup>1</sup>



## **CAPÍTULO 1**

### **ANTECEDENTES HISTÓRICOS**

#### **Historia de los Biomateriales Dentales**

La historia de los biomateriales dentales es tan antigua como la historia misma de la Odontología, y su uso se remonta hasta antes de la Era Cristiana.

Desde el punto de vista histórico, el conocimiento de los biomateriales dentales abarca tres períodos:

- Antiguo (conocimientos empíricos)
- Moderno (conocimientos técnicos)
- Contemporáneo (conocimientos científicos).

El período antiguo se remonta a 6.000 años A. C. en Mesopotamia; se relaciona con el uso empírico de los materiales dentales y comienza desde los albores de la humanidad hasta aproximadamente 1728.

A partir de este año se inicia el período moderno con el inicio de la llamada Odontología Moderna, durante el cual Pierre Fouchard considerado el Padre de esta ciencia la define como una profesión independiente, y publica tratados sobre la materia "El Cirujano Dentista" y "Tratado sobre Restauraciones Artificiales, en Marfil".

El periodo científico se inicia cuando los biomateriales dentales adquieren el rango de ciencia y especialidad de la odontología cuando se considera necesario controlar su calidad y se empieza en el laboratorio a determinar sus propiedades y a definir en cada caso, las que deben ser exigidas para ser utilizadas clínicamente.

En los años 1919 y 1920 marcan el nacimiento del estudio científico de los materiales dentales con los trabajos sobre amalgamas realizadas por la Oficina Nacional de Normas Americanas (National Bureau al Standard) Desde esos años, hasta 1950 dichos estudios no trascendieron a lo clínico, es decir, fueron casi exclusivamente de laboratorio in Vitro.

Los doctores Wilmer Souder. George Paffenbarger y William Sweeney son considerados como los pioneros en la investigación de materiales dentales.

A partir del año 1950, se pensó en el estudio biológico de los materiales dentales y se comenzó la realización de ensayos en animales de experimentación.

En los años 60, se comenzó a estudiar el comportamiento clínico de los materiales dentales en la boca de pacientes, siendo quizá las amalgamas el material al que desde el comienzo de las investigaciones clínicas, se le ha hecho el mayor número de pruebas.<sup>2</sup>

## **Perspectiva histórica de las aleaciones dentales vaciadas**

La historia de las aleaciones dentales vaciadas ha estado influida por tres factores principales:

- 1) Los cambios tecnológicos de las prótesis dentales.
- 2) Avances metalúrgicos.
- 3) Cambios en los precios de los metales nobles desde 1968.

La presentación de Taggart al Grupo Odontológico de New York (New York Odontological Group) en 1907, acerca de la fabricación de incrustaciones vaciadas, por lo general se ha reconocido como la primera aplicación informada de la técnica de cera pérdida en odontología hasta nuestros tiempos. Y pronto condujo al vaciado de incrustaciones complejas, como sobreincrustaciones, coronas, dentaduras parciales fijas y esqueletos de dentaduras parciales removibles.

Ya que el oro por sí solo no tiene las propiedades físicas que requieren estas restauraciones dentales, se adoptaron con rapidez las aleaciones de joyería existentes. Estas aleaciones de oro fueron reforzadas con cobre, plata.

En 1932, el grupo de materiales dentales en la Oficina Nacional de Normas Americanas (National Bureau of Standards) examinó las aleaciones que se han estado usando y que se clasifican de modo

general como:

- Tipo 1 (suave: número de dureza de Vickers [VHN] entre 50 y 90).
- Tipo II (mediano: VHN entre 90 y 120),
- Tipo III (duro: VHN entre 120 y 150) y;
- Tipo IV (extraduro:  $VHN \geq 150$ ).

(La dureza Vickers de las aleaciones de metal base oscila entre 175 y 360 de la dureza de la pirámide de diamante DPD)

En ese momento, algunas pruebas de manchas indicaron que las aleaciones con contenido de oro menor que 65 a 75% también se manchan con facilidad para el uso dental.

En los siguientes años se publicaron varias patentes para aleaciones que contienen paladio como sustituto del platino.

En 1948, la composición de aleaciones dentales de metales nobles en las restauraciones metálicas vaciadas se había vuelto algo diversa. Con estas formulaciones, la tendencia a mancharse de las aleaciones originales al parecer ha desaparecido. Ahora se sabe que en las aleaciones de oro se añade paladio para contrarrestar el potencial que tiene la plata para mancharse.

A finales de los años cincuentas ocurrió un rompimiento en la tecnología dental que influyó de manera significativa en la fabricación de las restauraciones dentales. Esto fue el chapeado exitoso de una subestructura metálica con porcelana dental.

Hasta este momento, la porcelana dental tenía un coeficiente menos marcado de expansión térmica que las aleaciones de oro, haciendo imposible lograr un enlace entre los dos componentes estructurales.

Se encontró que al añadir platino y paladio al oro se disminuía el coeficiente de aleación de la contracción térmica lo suficiente para garantizar la compatibilidad física entre el recubrimiento de porcelana y la subestructura metálica. Por casualidad, el límite de fusión de la aleación también se elevó a 1040° C sin deformar la subestructura metálica.

El éxito de las aleaciones de metales básicos para la construcción del esqueleto de dentaduras parciales removibles conduce a algunos intereses tempranos al aplicar estas mismas aleaciones para fabricar otros tipos de restauraciones.

Sin embargo, investigaciones intensivas de las características de las aleaciones para este propósito empezaron hasta los años setentas, cuando se estimuló por la elevación rápida de los precios de los metales nobles. Desde luego, el registro de la huella de las aleaciones níquel-cromo y cromo-cobalto de las dentaduras parciales los hace una elección lógica para la evaluación como probables alternativas para otras aplicaciones dentales.

También, en 1978 el precio del oro se elevó tan rápido que la atención se enfocó en las aleaciones de metales nobles, para reducir la cantidad del metal precioso que aún conservaba las ventajas de los metales nobles para uso dental.<sup>3</sup>

## **Conceptos Básicos**

### **Biocompatibilidad**

- 1.- Se define como compatibilidad de los materiales y dispositivos de fabricación artificial con tejidos y líquidos corporales. <sup>4</sup>
- 2.- Biocompatible: Armónico con la vida, que no tiene efecto tóxico ni perjudicial sobre las funciones biológicas. <sup>5</sup>
- 3.- Cualidad de un material artificial e inerte de poderse integrar armónicamente con los tejidos naturales del organismo sin causarles daño alguno y sin que estos últimos rechacen al material, de tal forma que se establezca un equilibrio biológico y compatible entre ambos.<sup>2</sup>

### **Biomateriales dentales**

- 1.- Biomaterial se define como cualquier sustancia, que no sea droga, que puede usarse por cualquier periodo como parte de un sistema de tratamiento, aumento o reemplazo de cualquier tejido, órgano o función del cuerpo. <sup>3</sup>
- 2.- Es una rama de la ciencia odontológica que trata del estudio de las propiedades fundamentales de los materiales para el uso bucal, tanto desde el punto de vista fisicoquímico, mecánico y biológico, como su correcta manipulación y usos odontológicos. <sup>2</sup>
- 2.- El estudio de aquellos materiales que directa o indirectamente intervienen en la reconstrucción total o parcial del macizo maxilo-dento-facial, y que constituyen parte de la terapéutica restauradora en odontología. <sup>2</sup>

## CAPÍTULO 2

# PRUEBAS PARA EVALUACIÓN DE BIOCOMPATIBILIDAD

### Tipos de pruebas de biocompatibilidad

Los primeros intentos de la Asociación Dental Americana (*American Dental Association* ADA) para establecer unas pautas para la regulación de los materiales de odontología datan de 1926, año en el que un grupo de científicos de la Oficina Nacional de Normas Americanas (*National Bureau of Standards*), que actualmente tiene el nombre de Instituto Nacional de Ciencia y Tecnología (*National Institute of Science and Technology* N.I.S.T), desarrolló una serie de especificaciones para la amalgama dental.

Por desgracia, las recomendaciones sobre los materiales y las condiciones para la compatibilidad biológica no han avanzado a la misma velocidad que el desarrollo tecnológico de los materiales de odontología, debido :

- 1) Al rápido avance de la biología celular y molecular.
- 2) Gran variedad de pruebas que existen para valorar la biocompatibilidad de los materiales.
- 3) La falta de normalización de dichas pruebas.

La normalización es un proceso largo y difícil, y a esto se añade la falta de acuerdo sobre la conveniencia e interpretación de cada una de las pruebas.

Una de las primeras tentativas para desarrollar una prueba uniforme para todos los materiales fue el estudio de Dixon y Rickert (1933), que investigaron la toxicidad de la mayoría de los materiales dentales utilizados en aquellos tiempos implantando dichos materiales en bolsas de tejido subdérmico.

Estos autores procedieron a esterilizar y a colocar trocitos de tamaño estándar de oro, amalgama, gutapercha, silicatos y amalgama de cobre en bolsas de tamaño uniforme abiertas en tejido muscular esquelético. Al cabo de 6 meses extrajeron muestras de biopsia y las analizaron al microscopio.

Otros investigadores que intentaron normalizar este tipo de pruebas fueron Mitchell (1959), en tejido conjuntivo y Massler (1958), en tejido pulpar.

Pero hubo que esperar a la aprobación de la *Medical Device Bill* por el Congreso norteamericano en 1976 para que las pruebas biológicas para dispositivos médicos (incluidos los materiales de odontología) recibieran la atención prioritaria necesaria.

En 1972, el *Council on Dental Materials, Instruments and Equipment* del *American National Standards Institute/American Dental Association* (ANSI/ADA) aprobó el documento n° 41 para las prácticas estándar recomendadas para la valoración biológica de los materiales en odontología.



El comité que elaboró este documento reconoció la necesidad de disponer de métodos normalizados de pruebas secuenciales de los materiales para reducir el número de productos que habría que probar en la práctica clínica. En 1982 se agregó un anexo a este documento, incluyendo una actualización de la prueba de Ames para la actividad mutagénica recientemente se han formado varios grupos de trabajo multinacionales, que incluyen científicos de ANSI y de la *International Standard Organization (ISO)*, para elaborar normas internacionales para los materiales y dispositivos biomédicos.

El ISO 10993 incluirá pruebas «iniciales» y «suplementarias» para valorar la reacción biológica a los materiales. En particular, ISO 10993 ampliará considerablemente las opciones para las pruebas de mutagenicidad, también se está revisando el documento n° 41 de ANSI/ADA para adecuarlo a la normativa ISO 10993.

A diferencia de la normativa ISO, que abarca todos los dispositivos biomédicos, el documento de ANSI/ADA se limita sólo a los dispositivos de odontología.

En la actualidad, la versión de 1982 del documento de ANSI/ADA regula las pruebas de biocompatibilidad en Estados Unidos. En este documento se describen tres categorías de pruebas:

- Iniciales
  
- Secundarias
  
- De uso.

Las pruebas «iniciales» incluyen los ensayos *in Vitro* de citotoxicidad, lisis de la membrana eritrocitaria (hemólisis), mutagénesis, carcinogénesis a nivel celular, alteración fisiológica aguda *in Vivo* y muerte a nivel de todo el organismo.

Basándose en los resultados de estas pruebas iniciales, los materiales que resultan prometedores son sometidos a una o más pruebas «secundarias» en pequeños animales (*in Vivo*) para estudiar su potencial inflamatorio e inmunógeno (p. ej, irritación dérmica, implante subcutáneo, óseo y pruebas de hipersensibilidad).

Por último, los materiales que superan las pruebas secundarias y siguen siendo prometedores son sometidos a una o más pruebas «de uso» *in Vivo* (aplicación de los materiales en su contexto previsto, primero en animales de mayor tamaño, a menudo primates, y finalmente con la autorización de la Administración de Comida y Droga (*Food and Drug Administration*) en personas.

Esta estrategia de análisis selectivo de los materiales mediante una batería de pruebas sucesivas goza del beneplácito de la mayoría de los fabricantes y los investigadores, ya que permite reducir el trabajo y los costos del desarrollo de cualquier material de odontología o de cualquier otro producto de biotecnología. <sup>4</sup>

Por lo tanto sobre todo material nuevo se debe responder una serie de preguntas críticas para determinar la posibilidad de su utilización. En consecuencia se le deben practicar ensayos físicos, biológicos y finalmente, clínicos.<sup>2</sup>

El propósito de las pruebas de biocompatibilidad es eliminar cualquier probable componente de un producto que pueda causar daño al tejido bucal o maxilofacial. Las pruebas de biocompatibilidad se clasifican en tres niveles, con el más rápido y económico en el primer nivel. Un producto con atributos prometedores es sometido a pruebas secundarias más costosas y, por último, a pruebas preclínicas costosas en animales o en el hombre.

En general, la biocompatibilidad se mide sobre la base de citotoxicidad localizada (como respuesta de la mucosa o la pulpa), respuestas generalizadas, alergenicidad y carcinogenicidad.

### **Grupo I: Pruebas primarias.**

Las pruebas primarias consisten en evaluaciones de citotoxicidad en las cuales los materiales dentales, en estado fresco o curados, se colocan directo en las células de cultivo de tejidos o en las membranas (pueden ser barreras como discos en la dentina) que recubren las células del cultivo de tejidos que reaccionan a los efectos de los componentes o productos que se filtran por las barreras.

Muchos productos que inicialmente se consideraron muy citotóxicos pueden mejorarse y su uso debe ser controlado por el fabricante para prevenir esa citotoxicidad.

## **Prueba de genotoxicidad.**

Se han utilizado células de mamíferos y de no mamíferos, bacterias, levaduras u hongos para determinar si las mutaciones genéticas, los cambios en la estructura cromosómica u otras modificaciones genéticas o del ácido desoxirribonucleico son causadas por los materiales, aparatos y extractos de materiales probados (AAMI Standards, 1994).

## **Grupo II: Pruebas secundarias.**

En este nivel, el producto es evaluado en busca de su posibilidad para crear toxicidad sistémica, por inhalación, irritación o sensibilización de la piel, y respuestas de implantación. En las pruebas de toxicidad sistémica, como la de dosis letal media la muestra de prueba se administra diariamente a ratas durante 14 días, ya sea por alimentación oral forzada o por inclusión en la dieta. Si 50% de los animales sobrevive, el producto ha pasado la prueba. Se han estado haciendo algunos esfuerzos para desarrollar otro sistema de pruebas de toxicidad que requieran una cantidad menor de animales.

La prueba de toxicidad dérmica es importante debido al gran número de sustancias químicas, no sólo de productos dentales, con los cuales estamos en contacto diariamente. Un irritante primario puede producir reacción inflamatoria en muchas personas susceptibles después de la primera exposición una vez que los materiales, productos o

componentes tóxicos se identifican, pueden ser remplazados, diluidos, neutralizados y quelados para reducir el riesgo de toxicidad.

Además, deben diferenciarse irritación y sensibilización.

- **Irritación** se define como una inflamación en la cual no intervienen anticuerpos ni el sistema de inmunidad.

- **Sensibilización** es una respuesta inflamatoria que requiere la participación de un sistema específico de anticuerpos para el material alergénico en cuestión.

Para simular toxicidad dérmica, el material de prueba se pone en contacto sobre la piel rasurada de una rata albina por periodos que van desde 24 días (una exposición) a 90 días (con exposiciones repetidas). Se pone al animal una cubierta de protección para evitar pérdida mecánica del agente en contacto, inclusive por evaporación.

El cobayo es el animal de laboratorio usado para establecer sensibilización al contacto alérgico.

- **Alergeno** se define como una sustancia que no es principalmente irritante a la primera exposición, pero que produce reacciones más rápido en animales de constitución genética apropiada en exposiciones subsecuentes a concentraciones similares.

El material de prueba se introduce intradérmicamente en la región intraescapular rasurada. Después de 24 horas, se registra la reacción dérmica resultante. Para las pruebas principales, se selecciona la concentración más alta del material de prueba que cause sólo eritema y

edema ligeros. Después de un intervalo de siete días, se coloca el material de prueba de la misma concentración sobre un parche de gasa y se aplica para cubrir los sitios inyectados previamente.

Catorce días después, el material de prueba se aplica en un costado rasurado de los animales.

Después de quitar los parches a las 24, 48 Y 72 horas, se evalúan y se registran las reacciones observadas en la piel sometida a prueba.

Las pruebas de toxicidad por inhalación se realizan en ratones, conejos o cobayos en una cámara de exposición con preparaciones en aerosol liberando el material para rociar alrededor de la cabeza y sobre el tronco de los animales. Los animales son sometidos a 30 segundos de este rocío con intervalos de 30 minutos.

Después de 10 exposiciones consecutivas se observa al animal durante un periodo de cuatro días. Si cualquier animal muere después de dos o tres minutos, se considera al agente como muy tóxico. Si ninguno de los animales fallece, el producto no resulta peligroso para el hombre (Stanley, 1985).

### **Pruebas de implantación.**

El uso de técnicas de implantación *in Vivo* también requiere consideración de las características físicas del producto, como forma, densidad, dureza y tersura de la superficie, que pueden influir en el carácter de respuesta de los tejidos.

Las especies de animales se seleccionan según el tamaño de la muestra de prueba del implante y la posible duración de la misma en relación con el tiempo de vida de los animales.

Para pruebas de corto plazo ( $\leq 12$  semanas) en tejido subcutáneo o músculo, comúnmente se usan animales como ratones, ratas, cricetos, cobayos y conejo.

Para pruebas de más duración ( $\geq 12$  semanas) en músculo o hueso se usan animales como conejos, perros, ovejas, cabras y algunos monos que pueden tener mayor expectativa de vida.

Para implante subcutáneo y de músculos, los materiales de prueba se empaquetan en diferentes tubos de plástico (que varían de polietileno a teflón).

Para implantación en hueso se utiliza la corteza lateral del fémur, la tibia, o ambos y se hacen perforaciones con fresas a baja velocidad, con irrigación abundante de solución salina para prevenir sobrecalentamiento del hueso. Los cilindros de los materiales de implante de prueba se introducen en las perforaciones ejerciendo presión digital. El diámetro de los implantes y la cama para los mismos en el hueso deben coincidir para evitar el desarrollo de fibras de tejido conectivo y la movilidad de implante.

Desde el punto de vista histopatológico, se evalúa la formación de hueso nuevo en la superficie del material de implante de prueba sin que intervenga tejido conectivo.

### **Grupo III: Pruebas para uso preclínico.**

Un producto puede ser aprobado por la Administración de Alimentos y Droga (Food and Drug Administration (FDA) de Estados Unidos después de una serie de pruebas primarias y secundarias sobre la base de que el producto no fue nocivo para el hombre.

En relación con los fármacos, la FDA se ocupa más de que la eficacia y el uso de las pruebas sean adecuadamente conducidas y registradas, Sin embargo, en relación con los materiales dentales, los fabricantes tienen hasta siete años para comprobar la eficacia del producto después que ha salido al mercado con la aprobación de la FDA.

El odontólogo no debe asumir que los productos dentales que están en venta o que se promueven en publicaciones prominentes en la materia cubren necesariamente todos los requisitos que se anuncian.

En este momento es mejor determinar si el producto tiene el Sello de Aprobación de la ADA que se otorga cuando hay suficientes datos disponibles que demuestren la seguridad mediante evaluaciones biológicas, clínicas y de laboratorio.

Debido a que la FDA recientemente ha tenido problemas con esta filosofía concerniente a los materiales de implante, ahora se requieren datos a mayor plazo sobre la eficacia de tales productos. <sup>3</sup>



## **CAPÍTULO 3**

# **NORMAS DE CONTROL Y CALIDAD PARA LAS ALEACIONES METÁLICAS UTILIZADAS EN OPERATORIA DENTAL.**

### **Definición de Normalización y Control de Calidad**

Su origen se remonta a 1919, cuando la armada de Estado Unidos solicitó al Comité Nacional de Normas (National Bureau of Standards) se fijara una norma sobre amalgama dental. Del estudio correspondiente nació la primera norma de la Sociedad Dental Americana A.D.A. el éxito y acogida logrados incentivo la formulación de nuevas normas.

En este momento se cuenta con un total de 61 normas, A.D.A.

En igual forma se procedió en los diferentes países, los cuales en la actualidad poseen sus propias normas nacionales.

A nivel internacional se pueden consultar las normas de la Federación Dental Internacional F.D.I y la I.S.O. En Colombia, el Comité de Materiales Dentales, compuesto por varios representantes de la industria, que sesiona en la sede del Instituto Colombiano de Normas Técnicas, ha diseñado un total de 16 normas.

De acuerdo con las definiciones de la Organización Internacional para la Normalización (ISO) que aparece en la Ley sobre Normas Técnicas y Control de Calidad Venezolana, la normalización es una actividad que proporciona

soluciones de aplicación repetitiva a problemas, esencialmente dentro de las esferas de la ciencia y la tecnología, dirigidas a alcanzar el grado óptimo de orden dentro de un contexto dado. Generalmente, la actividad consiste en los procesos de formular, publicar e implementar normas, con miras a lograr la mejor adecuación de los bienes y servicios a los propósitos para los cuales han sido previstos.

La norma es una especificación técnica u otro documento a disposición del público elaborado con la colaboración y aprobación general de todos los intereses afectados por ella basada en resultados consolidados de la ciencia, la tecnología, dirigida a promover beneficios óptimos para la comunidad y aprobada por un organismo reconocido en el ámbito regional, nacional o internacional.

Por último la certificación de conformidad con normas es el conjunto de acciones orientadas a emitir un documento en el cual se estipula que un producto o servicio cumple con lo establecido en una forma específica.

## **Importancia de la Normalización**

La normalización es una actividad ligada estrechamente al ofrecimiento y obtención de bienes o servicios de calidad, basada en la aplicación de normas, las cuales definen los requisitos de materiales y servicios, métodos de ensayo, requisitos de desempeño.

La calidad está orientada a satisfacer las necesidades y expectativas de los consumidores, desde el diseño de un producto hasta su entrega, uso y servicio. Las normas juegan un papel decisivo en esta cadena de

actividades, por lo tanto, la adopción de un programa de normalización completado con la certificación de la calidad de los productos odontológicos genera grandes beneficios.

Es de gran importancia recalcar la necesidad de la norma, por cuanto:

- Fija los requerimientos de un determinado material.
- Orienta al productor en cuanto a dichos requisitos.
- Permite al profesional la selección de materiales de buena calidad (materiales certificados).

Una certificación consta de lo siguiente:

- Alcance y clasificación, en la que se incluye el tipo de material y una subclasificación.
- Especificación aplicable, en la que se hace referencia al tipo de especificaciones y otras normas aplicables
- Requisitos, que trata del diseño, material, aspectos químicos, eléctricos, físicos, dimensiones, peso, color, nombre.
- Muestras, inspección y procedimientos de ensayo, en los que se tratan los tipos de muestras, inspección del producto, ensayos químicos, físicos, condiciones ambientales.

- Preparación para la distribución
  
- Número de lote
  
- Fecha de fabricación
  
- Peso neto, tipo, clase y precauciones
  
- Notas sobre la selección del producto

Existen numerosos organismos en el mundo encargados del cumplimiento de las Normas y Especificaciones para Materiales Dentales, entre estas:

- Especificaciones de la Asociación Dental Americana (Specifications of the American Dental Association)
  
- Asociación de Normas Americanas (American Standards Association, INS)
  
- Asociación Francesa de Normalización (Association Francaise de Normalization)
  
- Federación Dental Internacional (Federation Dentaire Internationale)

- Asociación de Normas Australianas (Standard Association of Australia)
  
- Instituto de Normas Británicas (British Standards Institution)
  
- Niom (Países Nórdicos Europa)
  
- Normas Checoslovacas (Czechoslovakian Standard)
  
- Normas Húngaras (Hungarian Standard)
  
- Organización Internacional para la Normalización (International Organization for Standardization, ISO)
  
- Sociedad Americana para Ensayos y Materiales (American Society for Testing and Materials, ASTM). <sup>2</sup>

# Clasificación de los Materiales de Uso Odontológico <sup>1</sup>

## Aleaciones para Restauraciones Individuales

|  |
|--|
| <b>TIPO 1. MATERIALES RESTAURADORES</b>              |
| CLASE I. MATERIALES METÁLICOS                        |
| a) Amalgamas- Especificaciones N° 1 y 6 ADA          |
| b) Aleaciones para incrustaciones. Especificación 5. |

## **CAPÍTULO 4**

### **BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS ALEACIONES METÁLICAS EN DIFERENTES TIPOS DE RESTAURACIONES INDIVIDUALES**

Las aleaciones metálicas sólo pueden desencadenar una reacción tóxica cuando se produce una corrosión en un ambiente biológico y se forman productos de corrosión que son reabsorbibles y formando, en combinación con proteínas, complejos metalo-proteínicos tóxicos.

Las oscilaciones en la nutrición poseen una mayor influencia sobre la concentración de iones metálicos en la saliva y en la orina que la inserción de una nueva reconstrucción.

Entre las reacciones de intolerancia a los materiales metálicos destacan las reacciones tóxicas locales. La causa radica en la comparativamente elevada concentración local de los productos de corrosión, sobre todo también porque se produce una acumulación de los elementos. Se interpreta cierto número de fracasos clínicos en este sentido, aunque no es posible conseguir una demostración fehaciente de esto.

No obstante, resulta patente que se ha hallado frecuentemente una carga en la encía por elementos de las aleaciones en las inmediaciones de las reconstrucciones metálicas.

Las reacciones alérgicas a las aleaciones dentales desempeñan un papel menor, aunque de importancia creciente. Las reacciones alérgicas a iones metálicos son prácticamente siempre del tipo retardado (reacción tipo IV).

La sensibilización no se produce, en general, a través de la mucosa oral, sino a través de un primer contacto con la piel. Las células de Langerhans de la epidermis, que reconocen el ion metálico preferentemente unido a una proteína como alérgeno y lo unen a su pared celular migran hacia los ganglios linfáticos regionales y presentan el antígeno a los linfocitos.

Las citocinas envían simultáneamente sobre todo interleucina 1 para atraer otros linfocitos. Los linfocitos forman clones que provocan, en un nuevo contacto con el alérgeno, una reacción inflamatoria como células efectoras.

La escasa tasa de sensibilización por la mucosa se debe, por un lado, al constante enjuague de la cavidad bucal y la consiguiente disolución de los alérgenos, y por otro, a la mayor permeabilidad de la mucosa respecto a las moléculas de la piel, por lo que se reduce el tiempo de contacto de las células de Langerhans con el alérgeno.

Los síntomas orales de una reacción alérgica son enrojecimiento, papuloas, vesículas, erosiones, inflamación, edema, tos y quejas subjetivas del paciente, por ejemplo, quemazón, sensación de opresión, alteraciones gustativas, sensación afelpada y sensación de cuerpo extraño.

No todos los pacientes con sensibilidad cutánea reaccionan, en caso de contacto con el alérgeno por la mucosa oral, con una estomatitis de contacto, porque se necesita una mayor concentración de alérgeno en una estomatitis de contacto que en una dermatitis de contacto.



No sólo la composición de la aleación resulta decisiva para la aparición de una reacción alérgica, sino también el tipo y la cantidad de iones metálicos liberados.

## **Amalgama**

Durante muchos años ha ocurrido controversia sobre la biocompatibilidad de las restauraciones de amalgama por la presencia de mercurio elemental. Otra forma que ha recibido atención es el metilmercurio contenido en los peces de mar. El metilmercurio por lo general está formado por una acción biológica sobre el mercurio elemental.

El desastre de Minamata a principios de 1970, en Japón, fue resultado de la metilación inorgánica del mercurio proveniente de una fábrica que descargaba residuos en la Bahía de Minamata en Japón.

El mercurio metilado acumulado en la cadena alimentaria resultó venenoso para el hombre al consumir los productos del mar contaminados.

Este incidente creó rápidamente una preocupación alrededor del mundo y empezó a medirse el mercurio en todas las formas de productos del mar, interviniendo para ello científicos ambientales.

Más tarde, sin embargo, los científicos encontraron que los pescados provenientes de las aguas no contaminadas del océano, particularmente el atún y el pez vela, tenían altas concentraciones de metilmercurio en sus tejidos.

Este mercurio se derivaba de las zonas de actividad volcánica submarina y de aguas termales. El mercurio se acumula en la cadena alimentaria, y los peces grandes que viven en aguas frías tienen concentraciones que a menudo exceden los límites de la FDA, aunque el mercurio provenga de recursos naturales.

Virtualmente, 100% del metilmercurio se absorbe en el intestino. Por lo tanto, la conversión de mercurio elemental a metilmercurio pudiera incrementar grandemente la absorción por vía gastrointestinal.

Sin embargo, este punto es discutible porque todo el mercurio en los alimentos del mar es metilmercurio, y es absorbido en su totalidad. La contribución promedio de una comida de productos del mar en una semana alcanza niveles de mercurio en sangre mayores que el promedio de mercurio elemental ante la presencia de 8 a 10 restauraciones de amalgama en la boca.<sup>3</sup>

Menos de 0.01 % del mercurio ingerido se absorbe. Sin embargo, tiene alta presión de vapor. Entre 65 y 85% de los vapores de mercurio que son inhalados se retienen en el cuerpo; por lo tanto, esta vía debe tomarse en cuenta al considerar la contribución de la absorción de mercurio de las amalgamas dentales.

A pesar de los intentos para demostrar relación directa entre la presencia de amalgamas dentales y niveles altos de mercurio en sangre, no se ha encontrado ninguna.

El promedio de niveles de mercurio en sangre de personas con amalgamas fue de 0.7 ng/ml (coeficiente de variación = 18%), en tanto que en sujetos sin amalgamas fue de 0.3 ng/ml (coeficiente de variación = 77%).

En comparación, otros investigadores informaron que la ingestión de una comida de productos de agua salada por una semana eleva el nivel promedio de mercurio en sangre de 2.3 a 5.1 ng/ml. Por lo tanto, puede esperarse que una comida por semana de productos del mar contribuya siete veces más en los niveles de mercurio en sangre que la presencia de múltiples restauraciones de amalgama dental. El nivel más bajo de mercurio total en sangre del cual ocurren síntomas inespecíficos tempranos es de 35 ng/ml (después de largo tiempo de exposición).

Las amalgamas se utilizan muchísimo en las restauraciones dentales.

Se considera que la biocompatibilidad de las amalgamas depende fundamentalmente de los productos de corrosión que liberan durante su uso.

Las restauraciones convencionales de amalgama por lo general se han considerado inertes o medianamente irritantes a la pulpa. El mercurio por sí mismo no contribuye a cualquier respuesta pulpar.

Swerdlow y Stanley (1962) informaron acerca de los resultados de un estudio en humanos con amalgama condensada a mano o con condensadores mecánicos de baja velocidad.

Una característica histopatológica común de los dientes restaurados con amalgama es una acumulación densa de leucocitos neutrófilos entre la predentina y la capa de odontoblastos. En varios casos, la cantidad de neutrófilos era suficiente para levantar la capa de odontoblastos más allá de la predentina presionarla en el tejido pulpar más profundo.

Tales lesiones representan grados extremos de acumulación de neutrófilos y no la conversión de tejido necrótico para la formación de abscesos.

Debido a que las respuestas de la pulpa de las muestras de amalgama a corto plazo era mayor que la de las muestras control obturadas con ZOE, esto sugirió que la inserción física de la amalgama es el principal factor contribuyente encargado de reacciones mayores más que las propiedades tóxicas, químicas o térmicas de la amalgama.

A pesar de las elevadas respuestas pulpares iniciales de las restauraciones de amalgama, comparadas con el ZOE, la resolución definitiva se encontró casi a los 15 días. Se ha demostrado que la carga aplicada por los procedimientos de llenado puede contribuir a la intensificación de la respuesta pulpar, aunque el calor por fricción parezca estar neutralizado por el uso adecuado de enfriamiento.

La respuesta pulpar a la colocación de la amalgama, como describimos anteriormente, se debe principalmente a la presión de condensación.

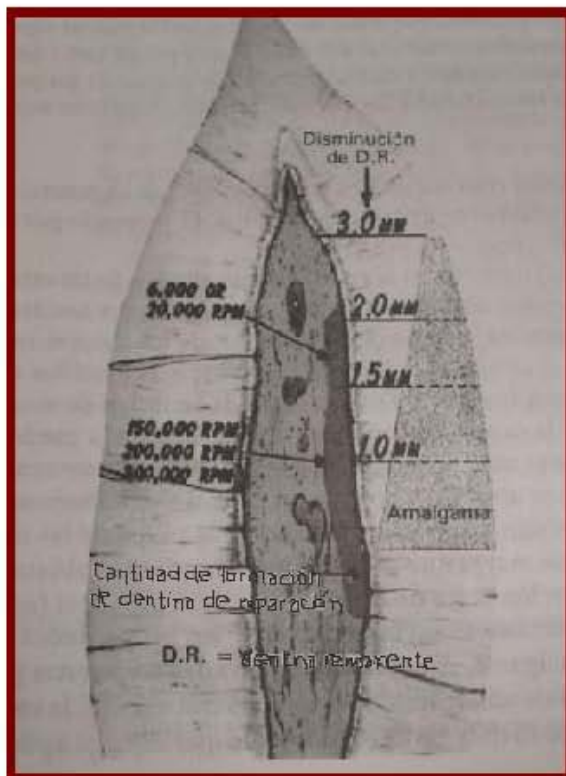


Figura 1. La introducción y condensación de la amalgama en cavidades sin cubrir, preparadas a alta velocidad incrementa la respuesta pulpar, de tal manera que la combinación de alta velocidad, corte bajo enfriamiento con aire y agua, y la condensación de amalgama semeja la respuesta pulpar del corte a baja velocidad, bajo enfriamiento con aire y agua.

Ocurre ligera respuesta a la inflamación cuando se prepara una cavidad usando la técnica de enfriamiento con agua y aire en rocío. Sin embargo, si el odontólogo coloca una restauración convencional de amalgama, después de preparar el diente con alta velocidad, la presión de condensación intensificará la respuesta inflamatoria mínima inicial y subsecuentemente aumentará la formación de dentina de reparación a un nivel comparable al que se forma después del uso de una técnica de baja velocidad y enfriamiento con aire y agua.

Los odontólogos cuyo trabajo se relaciona principalmente con restauraciones indirectas que se cementan en su lugar están en desventaja porque su técnica excluye la estimulación de la formación de dentina de reparación y sus beneficios para proteger la salud de la pulpa.

Soremark y asociados (1968) mostraron que el mercurio radiactivo alcanza la pulpa en humanos después de seis días si no se usa base para la cavidad.

Encontraron que en las áreas próximas a la dentina la amalgama tenía un alto contenido de mercurio y que la tasa de difusión en el esmalte y la dentina se relacionaba en forma inversa al grado de mineralización.

En general, esto implica que el esmalte y la dentina más mineralizados en pacientes viejos permitían menos penetración de iones de mercurio. La velocidad de penetración era menor si el componente de agua en el esmalte y la dentina se reducía, como ocurre en los dientes no vitales.

Kurosaki y Fusayama (1973) mostraron que el mercurio de las restauraciones de amalgama en humanos y en perros no alcanza la pulpa. De hecho, no penetra la dentina que ha sido desmineralizada

intencionalmente antes de la colocación de la amalgama.

También afirmaron que la pigmentación del diente era causado por otros iones diferentes al mercurio en la amalgama. Postularon que, como la fase  $\gamma^2$  corroe, el mercurio no alcaliniza, como lo hace el estaño, sino que vuelve a penetrar la amalgama y reacciona aún más con las partículas de aleación que previamente no reaccionaron.

Stephen e Ingram (1969) comunicaron datos similares.

Van der Linden y van Aken (1973) estudiaron dientes humanos y tampoco encontraron mercurio en la dentina más radiopaca debajo de las restauraciones de amalgama. Previamente habían pensado que esta capa era prominente debido a la difusión de mercurio. En vez de esto, sólo el cinc y el estaño se encontraban en altas concentraciones en la dentina debajo de la restauración de amalgama.

Estos hallazgos fueron confirmados por Halse (1975) usando dientes humanos.<sup>3</sup>

Para fabricar las primeras amalgamas dentales se mezclaban partículas de plata estaño (AgSn) con una cantidad excesiva de mercurio, obteniéndose un material que contenía  $\gamma^2$  una fase compuesta por estaño y mercurio.

La presencia de la fase  $\gamma^2$  era muy importante, ya que era la más propensa a la corrosión de las fases presentes en la masa fraguada y era una fase constante a través de toda la masa.

Las amalgamas dentales actuales incluyen generalmente mayores cantidades de cobre. El cobre se puede añadir en forma de partículas separadas de plata-cobre (amalgama mezclada) o incorporándolo en forma

de cobre estaño (CuSn) a las partículas de plata estaño (AgSn) (amalgama de composición única).

Las amalgamas fraguadas ricas en cobre no tienen fase  $\gamma^2$  sino que forman una fase de cobre estaño (CuSn) discontinua y menos expuesta a la corrosión. El resultado obtenido es una amalgama que se corroe menos en el entorno oral.

El óxido de estaño, un producto de la oxidación superficial de la amalgama, protege la superficie de las amalgamas contra la corrosión a pH 7,0. Debido a ello, se dice que el proceso de la corrosión queda neutralizado en las superficies expuestas al oxígeno y con un pH neutro.

Los surcos, en las grietas de tensión, en los márgenes abiertos y bajo la placa dental, los líquidos electrolíticos pueden tener un pH muy ácido, que desneutraliza y corroe la superficie de la amalgama.

La corrosión es un proceso continuo que libera productos como óxidos, hidróxidos y oxiclорuros de estaño, así como iones de zinc y cobre, que se pueden detectar en la dentina situado bajo las amalgamas.

La abrasión puede también eliminar la superficie pasiva y favorecer la corrosión. Es posible encontrar mercurio bajo las amalgamas a los pocos días de su aplicación.

En las pruebas selectivas realizadas con cultivos celulares, el mercurio libre o sin reaccionar procedente de la amalgama es tóxico, pero las amalgamas bajas en cobre que han fraguado durante 24 horas no inhiben el crecimiento celular.

Al añadir cobre, las amalgamas se vuelven tóxicas para las células de los cultivos. Las pruebas de implantación demuestran que las amalgamas bajas en cobre son bien toleradas, mientras que las amalgamas ricas en cobre provocan reacciones intensas cuando están en contacto directo con los tejidos. En las pruebas de uso, la amalgama provoca una respuesta pulpar mínima en las cavidades superficiales o en cavidades más profundas pero recubiertas.

En las cavidades profundas (espesor de la dentina restante 0,5 mm o menos), la amalgama produce dolor en las preparaciones cavitarias sin cubrir. Se observa una respuesta inflamatoria al cabo de 3 días a 5 semanas.

Conviene recubrir las cavidades que conservan 0,5-1,0 mm de dentina en el piso, por dos razones:

- En primer lugar, la amalgama tiene una gran conductividad térmica, lo que puede plantear problemas clínicos.

- En segundo lugar, las restauraciones de amalgama recién colocadas experimentan importantes microfiltraciones por sus márgenes.

Es probable que la filtración marginal de productos bacterianos y de la corrosión favorezca las fluctuaciones térmicas normales que se producen a diario en la cavidad oral. Se puede limitar significativamente la respuesta pulpar inmediata recubriendo la cavidad; la amalgama no suele provocar lesiones pulpares irreversibles.

Con el paso del tiempo, los productos de la corrosión que se van formando



sellan los márgenes de la amalgama.

Actualmente se utilizan diferentes amalgamas ricas en cobre.

Las pruebas de uso demuestran que estos materiales provocan una respuesta pulpar a los 3 días similar a la desencadenada por las amalgamas bajas en cobre en cavidades profundas sin recubrir.

A las 5 semanas producen únicamente una respuesta pulpar muy leve.

A las 8 semanas, la respuesta inflamatoria es mínima.

Las pruebas bacterianas realizadas con bolitas de amalgama rica en cobre demuestran que apenas inhiben los diferentes serotipos de *S. mutans*, lo que sugiere que no liberan sus componentes en las cantidades necesarias para matar estos microorganismos.

Aunque las amalgamas ricas en cobre han dado resultados aceptables en las pruebas de uso se recomienda el empleo de liners en todas las cavidades profundas.

Se han desarrollado amalgamas que incluyen galio en lugar de mercurio para fabricar restauraciones directas que no contengan mercurio. En los cultivos celulares, estas aleaciones no parecen más tóxicas que las amalgamas tradicionales ricas en cobre.

En las pruebas de implantación, las aleaciones de galio inducen una importante reacción a un cuerpo extraño. En la práctica clínica estas aleaciones experimentan una corrosión muy superior a la de las amalgamas, que provoca rugosidad y manchas superficiales. <sup>4</sup>

## Plata-paladio

Las aleaciones Pd-Ag se introdujeron a finales de los años 1970 como un intento de los fabricantes de tornar ventaja del desengaño que sufren los dentistas y los técnicos del laboratorio con los problemas de manejo.

Las aleaciones de Pd-Ag tuvieron gran popularidad por algunos años después que fueron introducidas, pero su popularidad disminuyó mucho en fechas recientes por su tendencia a decolorar la porcelana durante la cocción.

Una teoría que se ha propuesto para esta decoloración, conocida popularmente como “verdosa”, es que los vapores de plata que se escapan de la superficie de las aleaciones durante la cocción de la porcelana se expanden como plata iónica en la superficie de la capa de porcelana. No todas las porcelanas son susceptibles a la decoloración por plata, ya que algunas parecen no contener los elementos necesarios para reducir la plata iónica.

Otras aleaciones de paladio que contienen de 75 a 90% de paladio y no contienen plata se desarrollaron para eliminar el problema de la decoloración.

Algunas de las aleaciones con alto contenido de paladio desarrollan una capa de óxido oscuro en su superficie durante el enfriamiento del ciclo de salida de gas, y se ha comprobado que es difícil de esconder la capa de óxido con la porcelana.

Otras aleaciones altas en paladio, como la de tipo Pd-Ga-Ag-Au parecen no tener este problema. Ya que el paladio es más costoso que la plata, la

eliminación de la plata y su reemplazo por el paladio en estas aleaciones causa naturalmente una aleación más costosa.

Este tipo de aleación se introdujo al mercado de Estados Unidos en 1974 como la primera aleación de un metal noble libre de oro para las restauraciones de metal cerámica. Estas aleaciones, como todos los productos de base de paladio, se les llaman en algunas ocasiones como semipreciosas.

Como antes se mencionó, este término no se debe usar porque no se puede definir de manera precisa y porque tiende a englobar muchas aleaciones diferentes en el mismo grupo.

La composición de las aleaciones Pd-Ag tienen límites estrechos: 53 a 61 % de paladio y 28 a 40% de plata. El estaño, el indio o ambos se agregan para incrementar la aleación más dura y para promover la formación de óxido para adecuado enlace de la porcelana. En algunas de estas aleaciones, se ha informado formación de un óxido interno en vez de un óxido externo. Los nódulos formados en la superficie externa son resultado del proceso de oxidación interna. Este fenómeno al parecer produce un resultado clínico aceptable, aunque no es una situación ideal. Se necesita un balance apropiado para mantener una temperatura de vaciado razonablemente baja y un coeficiente de contracción térmica compatible.

Al reemplazar el oro por el paladio se eleva el límite de fusión pero disminuye el coeficiente de contracción de la aleación. Al incrementar el contenido de plata se tiende a disminuir el límite de fusión y se eleva el coeficiente de contracción.

Por el alto contenido de plata comparado con las aleaciones basadas en oro, el efecto de decoloración por la plata es más notable.

Los acondicionadores del oro metálico o los agentes de recubrimiento de la cerámica pueden minimizar este efecto.

El uso de las porcelanas que son conocidas como "no verdosa" es otra opción que un técnico dental debe escoger para ayudar a evitar este problema. Debe procederse con precaución cuando estas aleaciones se usan en restauraciones anteriores o en caso en que se quieran sombras ligeras. Excepto por las restauraciones posteriores, la experiencia debe lograrse con una restauración de una sola unidad antes de proseguir con la fabricación de dentaduras parciales fijas. <sup>3</sup>

## **Aleaciones de oro**

Las aleaciones de oro son materiales empleados para la restauración de las estructuras dentarias perdidas por causas patológicas, traumáticas o protésicas.

- Clasificación:

Las aleaciones con alto contenido de oro de acuerdo con la Especificación N. 5 de la ANSI/ADA, «Aleaciones para colados dentales". Se clasifican en tipo I,II, III, IV.

- Tipo I: Son blandas y se utilizan para incrustaciones sometidas a pequeñas tensiones. Como clase V. Tienen gran ductibilidad, y en consecuencia, son fáciles de bruñir.



Figura 2. Aleaciones de oro tipo I para colado

- Tipo II: Son de dureza media, se utiliza en los sitios donde hay tensiones moderadas, como coronas 3/4, muñones, pñnticos, coronas totales e incrustaciones.



Figura 3. Aleaciones de oro tipo II para colado

- Tipo III: Son duras se utilizan en restauraciones sujetas a grandes tensiones como coronas 3/4, p nticos, muñones y coronas totales.



Figura 4. Aleaciones de oro tipo III para colado.

- Tipo IV: Aleaciones extraduras, se utilizan en preparaciones sometidas a tensiones muy altas, como prótesis parciales, barras, ganchos y coronas. Actualmente tienen poco uso. Son tratables térmicamente



Figura 5. Aleaciones de oro tipo IV para colado

Son aleaciones que contienen como mínimo entre 75 y 83% de oro y metales del grupo del platino.

Están compuestas por metales principales o fundamentales: oro y cobre, metales nobles como el platino, paladio, plata, iridio y rodio, y metales adicionales como níquel y zinc.

#### Función de cada componente

- **Oro.** Es el principal componente de la aleación, da resistencia a la corrosión, se utiliza con fineza de 650 a 950, da ductilidad y está influenciado por el tratamiento térmico.

- **Cobre.** Al unirse al oro forma una solución sólida y un compuesto intermetálico, confiere resistencia y dureza a la aleación y en proporciones de 4%, por ejemplo, cambia la dureza Brinnel de 32 a 54. Este metal da un color rojizo a la aleación, permite el tratamiento térmico y baja la resistencia a la corrosión. No se utiliza en aleaciones sobre las cuales se funde porcelana.

- **Platino.** Al unirse al oro da una solución sólida. Su uso se ha limitado sólo a un 10%. Aumenta la resistencia a la tracción y el límite proporcional, por ejemplo, si a una aleación con resistencia última de 85.000 lbs/pulg<sup>2</sup> se le agrega 10% de platino, esta aumenta a 110.000 lbs/pulg. Da color gris a la aleación, aumenta la temperatura de fusión y la resistencia a la corrosión.

- **Paladio.** Da color blanco a la aleación. Unida al oro da una solución, aumenta la dureza entre el oro y el platino, significativamente la resistencia a la tensión y el límite proporcional, y el rango de fusión hasta 200°C, siendo este rango importante cuando se va a realizar una soldadura.

- **Plata.** Sustituto del oro en aleaciones de oro-cobre. Da color amarillo agradable. Aumenta la ductilidad, es de más bajo costo.

- **Iridio y Rodio.** Se utiliza en pequeñas cantidades, de 0.005 % a 0,3 %, para facilitar la nucleación y el crecimiento granular. Su importancia en la nucleación es la de dar resistencia, elongación y tenacidad a la aleación

- **Níquel.** Mezclado con el oro da solución sólida, baja el rango de fusión, produce alguna dureza y blanquea la aleación.

- **Zinc.** Unido con el oro da solución sólida, elimina los óxidos durante la fundición y colado (óxidos no solubles), baja el rango de fusión apreciablemente y reduce la tensión superficial del oro fundido. No se utiliza en aleaciones cerámicas

- **Hierro y estaño.** Se utilizan como endurecedores de oro para porcelana. En baja proporción, reduce el rango de fusión.

- **Indio.** Ayuda a la unión porcelana - oro por formación de óxidos. <sup>2</sup>

### **Aleaciones de oro-platino-paladio.**

Estas aleaciones tienen un contenido de oro arriba de 88% con una cantidad variada de paladio, platino y pequeñas cantidades de metales base. Algunas de estas aleaciones son de color amarillo. Las aleaciones de este tipo son susceptibles a la deformación y las dentaduras parciales fijas deben estar limitadas a una brecha de tres unidades, un puente volado anterior o coronas.





Figura 6. Aleaciones de oro-platino-paladio

### **Aleaciones de oro-paladio-plata.**

Estas aleaciones con base en oro contienen entre 39 y 77% de oro, arriba de 35% de paladio, y niveles de plata tan altos como 22%. La plata incrementa el coeficiente de contracción térmica, pero también tiende a decolorar algunas porcelanas.



Figura 7. Aleaciones de oro-paladio-plata

## **Aleaciones de oro-paladio.**

El contenido de oro varía de 44 a 55% y el de paladio de 35 a 45% en estas aleaciones de metal-cerámica que se han popularizado a pesar de su alto costo. La falta de plata da como resultado disminución del coeficiente de contracción térmica y al estar libre de plata la porcelana se decolora. Las aleaciones de este tipo deben ser usadas con porcelanas que tienen bajo coeficiente de contracción térmica para evitar el desarrollo de la tensión elástica axial y circunferencial (aro) en la porcelana durante la parte que se enfría de la porcelana en el periodo de cocción. <sup>2</sup>



Figura 8. Aleaciones de oro-paladio

La respuesta pulpar a la inserción de oro compacto y cohesivo también se relaciona con la condensación, ya sea con instrumentos de mano o mecánicos neumáticos. La reacción se desarrolla cuando ocurre la condensación sobre los túbulos de dentina recién cortados, pero no cuando son cubiertos con dentina de reparación formada antes de la operación inducida por episodios previos de enfermedad o procedimientos de restauración. <sup>3</sup>

## CONCLUSIONES

El estudio de los biomateriales dentales tiene como objetivo fundamental conocer sus propiedades, composición, procedimientos y técnicas que permite su adecuada manipulación; las indicaciones y contraindicaciones en el uso de cada uno de ellos, la forma más conveniente para su utilización clínica, y la forma más adecuada de organizar las experimentaciones e investigaciones realizados con ellos.

La importancia fundamental de los biomateriales dentales radica en que son indispensables en muchos de los procedimientos terapéuticos que se practican en el campo odontológico, especialmente los restauradores, en los que se pretende devolver al paciente sus funciones biológicas y mecánicas, regular la emisión de la voz y mejorar la estética facial.

Los materiales deben permanecer durante un tiempo prolongado en el organismo y desarrollar su función sin contratiempos, deben cumplir el criterio de la biocompatibilidad.

Las aleaciones se utilizan con éxito en odontología desde hace décadas. Se han desarrollado a lo largo de los años, un amplio y siempre creciente número de aleaciones diferentes, por un lado a las diferentes indicaciones y distintas exigencias técnicas relacionadas, por otro como consecuencia de las medidas de ahorro introducidas en el sistema sanitario y en última instancia debido a la libre competencia.

Muchas de las reacciones adversas en la utilización de las aleaciones metálicas se basan principalmente en su composición y el modo de manipulación (amalgama) por parte de los odontólogos.

Por lo tanto se debe tener en cuenta la importancia de las reacciones alérgicas de los pacientes ante los materiales utilizados en boca, ya que esto conlleva a la óptima elección de las aleaciones para distintos procedimientos.

Las aleaciones metálicas tienen un rango de seguridad si cumplen con los requisitos mínimos en cuanto a propiedades exigidas y estos han sido establecidos por Normas Internacionales.

## FUENTES DE INFORMACIÓN

1. Guzmán B. H. J. Biomateriales Odontológicos De Uso Clínico. 3a ed. Editorial Presencia Ltda. 2003 P.p 9-10, 27-30
2. Cova N. J L. Biomateriales Dentales 1ª ed. Editorial. Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericana, C.A ( amolca) 2004 P.p 3-13, 300-307
3. kenneth J. A, d.m.d., ph. d Ciencia de los Materiales Dentales 10ª ed. Editorial. Mc Graw-Hill interamericana 1998  
P.p. 77-82, 86,87, 91-93, 441-442, 452,453, 455-457, 472.
4. Craig R. Materiales de Odontologia Restauradora 10ª ed. EditorialHarcourt Brace 1998. P.p 137, 159-161, 146-156
5. Dorlan. Diccionario Enciclopédico Ilustrado de Medicina Vol. I 9ª ed. Editorial Mc Graw-Hill 1992 P.p 227
6. Osborne M. RJ PB. Hawbenreich JE. Dental Amalgam Restorations: Daily Mercury Dose and Biocompatibility. J Long Term Eff Med Implants. 2005;15(6):709-21.
7. Wataha J. C., DMD PHD. Principles of Biocompatibility for Dental Practitioners. The Journal of Prosthetic Dentistry 2001; 86,2:203-9.
- 8.- Dr. Fischer. J. Biocompatibilidad de las Aleaciones Metálicas Quintessenz Zahntech. 2000; 26: 615-632