



77

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

---

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**“ ESTUDIO COMPARATIVO DE LAS PROPIEDADES  
FÍSICAS ENTRE LAS DISTINTAS MARCAS  
COMERCIALES DE LA ALEACIÓN Ag-Sn-Cu “**

**T E S I S A**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**CIRUJANO DENTISTA**

**P R E S E N T A :**

**JORGE ANDREI CUETO JIMÉNEZ**

**NOMBRE DE LA ASESORA:  
DRA. PATRICIA FUMIKO MIYAKI ISHIHARA**

*V. Co. A. Patricia Miyaki Ishihara*



MÉXICO D. F.

NOVIEMBRE, 2002.

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**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.

## **AGRADECIMIENTOS**

**A LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO Y A LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA, POR HACER DE MI UN ORGULLOSO UNIVERSITARIO.**

**A LA DRA. FUMIKO MIYAKI ISHIHARA POR SU APOYO EN LA ELABORACIÓN DE ESTA TESINA.**

**A LOS CUATRO MAGNIFICOS DOCTORES QUE IMPARTIERON ESTE SEMINARIO: DR: ARCADIO BARRÓN ZAVALA, DR. PALMA CALERO, DR. JAIME GONZÁLEZ OREA, DR. GUERRERO.**

**A LOS MAESTROS QUE DEJARON ALGO MÁS EN MI: DR. JAVIER DE LA FUENTE, DR. ROBERTO VILLEJAS MALDA, DR. SERGIO SARABIA, DRA. LAURA GARCÍA OÑATE, DRA. GUADALUPE ZAPATA NAVA, DRA. ROSI VERA SERNA, DR. ARCADIO BARRÓN ZAVALA, DR. ENRIQUE SANTOS, DR. JULIAN.**

**A LUIS ANTONIO TEJEDA POR EL APOYO TECNICO Y SU AMISTAD.**

## **DEDICATORIAS**

**A MI MADRE  
POR SU AMOR Y SU APOYO INCONDICIONAL.**

**A LA MEMORIA DE MI PADRE  
BASE DE MI INSPIRACIÓN Y MI FUERZA SIEMPRE PRESENTE.**

**A MIS HERMANOS  
DANIELA, PABLO, PAOLA, COMPAÑIA SEGURA Y APOYO TOTAL.**

**A MI ESPOSA  
PATRICIA, POR SU AMOR INTENSO.**

**A MIS HIJOS  
VALERIA ELOISA, IVÁN ANDREI Y A LOS QUE VENGAN.... ALEGRÍA  
CONSTANTE EN MI VIDA.**

# ÍNDICE

Resumen	4
Marco Teórico	6
Restauraciones indirectas	7
Retención de las Restauraciones Rígidas	10
Solidificación y Microestructura de los metales	14
Aleaciones	16
Reacciones Peritéticas. Sistema Plata Estaño	29
Corrosión	31
Perfil Técnico	44
Planteamiento del Problema	51
Justificación	53
Objetivo	54
Materiales y Métodos	55
Resultados	60
Conclusiones	65
Bibliografía	67

## RESUMEN

El presente estudio teórico-práctico acerca de las diversas aleaciones Ag-Sn presentes en el mercado nacional, tiene por objeto determinar si la utilización de esta aleación a nivel clínico es adecuada o no. Después de realizar una amplia investigación teórica, se procedió a la fase práctica.

Se erosionaron cuatro aleaciones a base de Ag-Sn y una de Ag-Pd con una solución de ácido láctico a 20 milimoles / litro previamente calibrada a un pH de  $2.7 \pm 0.02$ .

La metodología empleada se extrajo de la norma no. 96 de la ADA para cementos dentales. Antes de someter las muestras se realizaron las mediciones en los metales bien pulidos y pasadas las 24 hrs. se realizaron nuevamente las mediciones para extraer los resultados. Así una a una cada aleación.

Los resultados que la investigación arrojó, fueron que entre las cuatro aleaciones a base de AgSn (liga de Plata). No presentan diferencias significativas entre sí. Mientras que entre la aleación control Ag-Pd (albacast) y las marcas comerciales de liga de plata (zeyco, Zahn) respectivamente si existió una diferencia significativa. Esto se determinó utilizando el análisis estadístico ANOVA de una vía y la prueba de Tukey.

Se observó con base en tablas y en análisis estadísticos que ZeycoCast y Etalloy experimentaron una ligera erosión de su superficie además de que conservaron su acabado lustroso.

Casting , Zanh y Zeyco sufrieron una pigmentación oscura de la superficie erosionada, además de un aumento de sus dimensiones que probablemente se traduzcan en un proceso de oxidación.

Para detectar si verdaderamente esto es oxidación se tendría que analizar el producto, en un estudio subsecuente.

## **RESTAURACIONES INDIRECTAS**

Para la selección de los materiales a emplear en el tratamiento de pacientes con procesos patológicos, como pérdida o defectos en los tejidos duros dentarios, se requiere un minucioso análisis. El tratamiento empleado consiste generalmente en la aplicación de restauraciones plásticas o directas.

La ejecución de este tipo de trabajo clínico tiene ciertas limitaciones, dadas por las posibilidades técnicas de realización. Hacer una restauración plástica es bastante sencillo en lesiones simples (Ej. clase I ó III simples), pero aparecen un poco más de dificultades en las lesiones compuestas o complejas (Ej. clase II:IV o lesiones MOD).

Cuando la lesión es más extensa, pérdida total de las cúspides o pérdida prácticamente total de la porción coronaria de un diente, se hace técnicamente imposible colocar un material en estado plástico en la zona a restaurar, darle forma en la boca del paciente y obtener una restauración que tenga y mantenga las características que la hacen aceptable como son la armonía óptica, la forma anatómica, el sellado marginal y el mantenimiento de la integridad del remanente dentario.

Para resolver estas situaciones puede confeccionarse el bloque restaurador fuera de la boca del paciente, sobre una reproducción de lo que existe en la boca (o sea un modelo). Para ello se utiliza un material de base orgánica, cerámica, metálica o la combinación de algunos de ellos y, una vez completada la confección de ese bloque, se le fija al remanente dentario. Para esto se emplea otro material, el cemento o agente cementante, que cumple su función adhiriéndose al diente por un lado y al bloque restaurador por el otro.

Las restauraciones rígidas, según su forma y extensión, se clasifican en:

- a) Incrustaciones.- Bloque que repone parte de una corona dentaria y que es fijado a una cavidad preparada con anterioridad.
- b) Coronas.- Bloque que repone la totalidad de la parte externa de la corona de una pieza dentaria y que se fija a una preparación confeccionada desgastando la corona original, (por lo habitual, la preparación que se hace en estos casos se denomina muñón) o bien, puede ser una preparación creada artificialmente sobre un resto radicular o un implante.
- c) Perno Muñón.- Bloque que se fija introduciéndolo en el conducto o conductos radiculares de una pieza dentaria o en el conducto de un implante, generalmente metálico, integrado al hueso maxilar y que tiene una extensión coronaria en forma de preparación (muñón) que le permite recibir luego una corona.
- d) Carrilla.- Bloque que se fija en la superficie vestibular de un diente anterior fundamentalmente para mejorar sus aspectos estéticos. También se denominan "frentes estéticos" o con la palabra inglesa veneer (chapa o capa exterior).

En el desarrollo de este trabajo se analizan los diferentes materiales que se emplean en la construcción de incrustaciones, coronas, pernos muñones y carillas. También se incluyen aspectos de materiales utilizados en algunas técnicas relacionadas con el tratamiento de pacientes que han perdido dientes, desdentados parciales o totales en un maxilar o en ambos.

La solución de estos últimos casos es un tratamiento que consiste en hacer una prótesis, la cual se define como el elemento artificial que repone un órgano o parte del organismo faltante. Con la aplicación de este tratamiento se considera que ya no se está trabajando dentro del ámbito de la "Operatoria Dental", sino dentro de la Prostodoncia o Prótesis Dental, aunque la línea divisoria entre ambas disciplinas no sea neta y suscite controversias.

Una prótesis puede ser parcial o completa. Es completa cuando repone la totalidad de las piezas de un maxilar. En el caso del tratamiento del desdentado parcial, las prótesis pueden ser fijas o removibles. Las primeras son fijadas (adheridas o pegadas) a dientes remanentes o implantes y el paciente no las puede retirar. Su expresión más común es el denominado puente odontológico, en el que los elementos a reponer son anclados a pilares constituidos por dientes remanentes o implantes. Dado que los materiales que se utilizan en su construcción son, en muchos casos, los mismos que se usan en la confección de restauraciones rígidas, también se analizarán en este trabajo.

Las prótesis removibles, en cambio son colocadas por el profesional, pero el paciente puede retirarlas y reubicarlas en su boca cuando lo desee, por ejemplo cuando realiza la higiene bucal.

Para entender mejor este tema, es conveniente aclarar cómo se construye una restauración rígida o una prótesis fija. El procedimiento incluye etapas clínicas (con el paciente) y otras no clínicas. Estas últimas se efectúan en el laboratorio de prótesis. Lo habitual es que el que se ocupa de esto es el técnico de laboratorio para odontólogos o el técnico en prótesis dental, en quien el odontólogo delega parte de la tarea aunque no la responsabilidad frente al paciente.

La metodología para este procedimiento es la siguiente:

- 1) Preparación de la boca, previo diagnóstico e indicación del tratamiento. Incluye el tallado de dientes remanentes si es necesario y, en ese caso, la confección de una restauración provisoria.
- 2) Reproducción de la boca. Representa la obtención de los llamados "modelos" a partir de improntas o impresiones de la cavidad bucal.
- 3) Registro de la interrelación entre los maxilares superior e inferior y de ambos con el macizo craneal (registro de posiciones y movimientos mandibulares).

- 4) Ubicación de los modelos superior e inferior en un dispositivo denominado articulador, que simula las posiciones y movimientos mandibulares.
- 5) Construcción de la restauración o prótesis en el laboratorio con una o más pruebas en la boca antes de terminarla.
- 6) Fijación (cementado) de la restauración rígida o de la prótesis fija.

### **Retención de las restauraciones rígidas**

Una restauración de inserción rígida debe reunir una serie de condiciones para ser considerada satisfactoria. Estas no difieren sustancialmente de las que se deben tener en cuenta en una restauración plástica.

La restauración debe tener y mantener, a lo largo del tiempo, armonía óptica y necesariamente una forma anatómica funcionalmente correcta. Además debe brindar el sellado marginal y colaborar en la protección mecánica del remanente dentario. En el análisis de los materiales para restauraciones plásticas se ha analizado la relación entre estas condiciones y el logro de adhesión entre material y estructura dentaria.

Esa adhesión es, también necesaria para evitar el desprendimiento del bloque restaurador y la pérdida de la restauración. Este aspecto, sin embargo, no es tan crítico en las restauraciones plásticas ya que la preparación dentaria puede tener socavados en los que se introduce el material en estado plástico y queda retenido al transformarse en un bloque sólido.

En las restauraciones rígidas, en cambio, las preparaciones no tienen zonas retentivas, pues en ellas se debe ubicar un bloque rígido que no se deforma cuando se lo inserta. El logro de fijarlo en posición e impedir el desprendimiento es, entonces, fundamental para el éxito clínico.

En algunas ocasiones, como cuando se colocan restauraciones rígidas o prótesis sobre implantes, puede asegurarse esa fijación por medios mecánicos como el uso de tornillos que se ajustan a la estructura integrada al hueso (osteointegración). En la situación usual y más frecuente, en cambio, se basa la fijación en la utilización de un material como medio de fijación.

Ese material se denomina agente cementante, con frecuencia denominado "cemento". En esta situación esta palabra se refiere a aquello que sirve para cementar, es decir, pegar o unir dos partes. Son varios los materiales que se utilizan con esa finalidad, entre ellos los cementos (ionómero de vítreo u otro) y las resinas reforzadas (composites) en sus diferentes versiones.

Como es de suponer son, en sus aspectos básicos, los mismos tipos de materiales que se usan en la confección de restauraciones plásticas. Una diferencia fundamental radica en que la masa plástica es preparada con una menor cantidad de polvo para una cantidad determinada de líquido, esto es fundamental para obtener una mezcla lo suficientemente fluida para ubicarla en el pequeño espacio que queda entre el bloque restaurador o la prótesis confeccionada fuera de boca y la superficie sobre la que se debe fijar.

Una adecuada consistencia (viscosidad) permite al agente cementante fluir con facilidad y lograr un mínimo de espesor de película para no alterar el asentamiento del bloque restaurador o la prótesis.

### **Factores que determinan la retención de una restauración rígida**

Diversas condiciones determinan el logro de una adecuada y durable fijación de una restauración rígida o una prótesis fija al remanente dentario o a la estructura que la soporta. Dentro de ellas esta la capacidad de adhesión (resistencia adhesiva) del agente cementante a la estructura dentaria de soporte y al bloque restaurador.

La resistencia adhesiva de un material a una superficie es la tensión máxima que puede resistir la unión entre ambos sin que se produzca desprendimiento. A su vez la tensión esta dada por la relación entre la fuerza involucrada y la medida de la superficie de contacto o adhesión. Así:

$$\text{Resistencia Adhesiva} = \text{Fuerza} / \text{Superficie}$$

De esta ecuación puede deducirse que, para que una restauración o prótesis no se desprenda durante su funcionamiento, no deben generarse fuerzas que tiendan a desplazar el bloque con mayor valor que el producto del valor de la resistencia adhesiva por la superficie de adhesión involucrada. Esto es:

- a) si, fuerza < resistencia x superficie, no hay desprendimiento.
- b) si, fuerza > resistencia x superficie, hay desprendimiento.

No todos los agentes cementantes tienen las mismas características adhesivas. La posibilidad de mayor adhesión, es decir, mayor dificultad para separar el agente cementante de las superficies involucradas, permite crear diseños más conservadores al disminuir la cantidad de superficie dentaria necesaria para lograr adhesión.

Como en la actualidad se dispone de materiales con alta capacidad de adhesión, ha sido posible encarar nuevos tipos y diseños de restauraciones rígidas y prótesis. En ocasiones se habla de restauraciones rígidas y prótesis adhesivas para diferenciarlas de las convencionales.

Debe destacarse que, la capacidad de adhesión a la superficie dentaria del bloque restaurador (metálica, cerámica u orgánica) depende de la adecuada preparación de las superficies involucradas.

No sólo se requiere utilizar agentes con suficiente capacidad adhesiva para lograr éxito en la fijación de una restauración o prótesis, se deben tener apropiadas cualidades mecánicas y la restauración debe estar confeccionada sobre un diseño

y construida con la precisión que asegure que durante la función no se generen tensiones que el agente cementante no pueda soportar.

## SOLIDIFICACIÓN Y MICROESTRUCTURA DE LOS METALES

En odontología, los metales representan una de las cuatro clases de materiales empleados para la reconstrucción de los dientes cariados, perdidos o dañados. Aunque los materiales sean fáciles de distinguir de la cerámica, los polímeros y los compuestos, no son fáciles de definir. En *La Ciencia de los Materiales Dentales*, de Phillips (1), se define un metal como una sustancia química lustrosa opaca que es un buen conductor de calor, electricidad y, cuando esta pulido, es un buen refractor de la luz.

Se pueden definir a los metales en término de sus características comunes. Los elementos galio y mercurio se usan por lo común en las aleaciones odontológicas y son líquidos a la temperatura del cuerpo, sin embargo todos los metales y las aleaciones usadas en odontología son sólidos cristalinos. Con excepción del oro puro laminado y el titanio puro usados para restauraciones, para estructuras de prótesis parciales y para alambres de ortodoncia, el resto de los metales de uso odontológico son aleaciones.

La limpieza de las superficies metálicas mostrara un lustre que es difícil de lograr en otro tipo de materiales sólidos. Muchos metales emiten sonidos característicos cuando son golpeados, aunque ciertos componentes de sílice también pueden emitir sonidos similares. La única característica de los metales es que son buenos conductores térmicos y eléctricos; comparados con la cerámica, los polímeros y los compuestos, los metales tienen resistencia a la fractura alta que es la capacidad de absorber energía bajo el aumento de tensiones elásticas antes de que ocurra la fractura. Por ejemplo la fractura de muchos metales varía entre 25 y 60 Mpa  $1/2$  comparado con un límite de 0.75 a 2.5Mpa  $1/2$  para otra cerámicas dentales. Generalmente los metales sólidos son duros y más densos que los otros elementos químicos. Muchos de los metales son más dúctiles y maleables que los no metales y tienen mayor brillo. Unos cuantos metales como el acero, níquel y

cobalto, pueden ser magnetizados, pero también producir un estado no magnético.

Los metales por lo general son resistentes al ataque químico y algunos metales requieren elementos de aleación que resistan la corrosión y el deslucido en el medio bucal. Por ejemplo, el cromo es requerido como elemento de aleación en las aleaciones basadas en hierro, níquel o cobalto para proporcionar pasividad de la aleación a través de la formación de una capa delgada de óxido de cromo. Los metales nobles son altamente resistentes a la corrosión química y a la oxidación y no requieren elementos de aleación para obtener pasividad. Sin embargo los metales nobles puros pueden ser aleados para proporcionar suficiente resistencia a la deformación y a la fractura cuando se usan para restauraciones.

De los 103 elementos comúnmente encontrados en la tabla periódica de los elementos, cerca de 81 pueden ser clasificados como metales. Es de interés científico que estos elementos metálicos puedan ser clasificados de acuerdo a su densidad, ductibilidad, punto de fusión y nobleza. Esto indica que las propiedades de los metales están estrechamente relacionadas con la configuración electrónica y su valencia.

Para el químico y el físico, todos estos elementos metálicos presentan una característica común, ceden con facilidad los electrones más externos situados alrededor del átomo neutro.

Algunos metales, incluyendo la plata, el níquel, el estaño, el aluminio, y el cinc son "blancos". Sin embargo hay diferencias ligeras entre el matiz de los metales dentales; el oro y el cobre no son blancos.

## **ALEACIONES**

El uso de los elementos metálicos puros es limitado. Los elementos puros son aptos para ablandarse, como el hierro, y muchos de ellos tienden a la corrosión rápidamente. Con el fin de optimizar las propiedades de los metales comúnmente usados se mezclan con uno o más elementos metálicos, en algunos casos, con un metal y un no metal, tales mezclas pueden ser producidas en diferentes formas, principalmente por la fusión de los elementos próximos a su punto de fusión. Una mezcla de sólidos de un metal con uno o más metales se llama ALEACION. Por ejemplo una pequeña cantidad de carbono se agrega al hierro para formar el acero inoxidable, una aleación que es altamente resistente a la corrosión.

Para tener resistencia a la corrosión, al níquel o al cobalto se les agrupa para formar dos de los metales base predominantes de las aleaciones empleadas en odontología. Aunque el oro puro es resistente a la alta corrosión, el cobre que se agrega le confiere resistencia a la deformación plástica. Las aleaciones tempranas evolucionaron por prueba y error, pero el propósito especial de las aleaciones actuales en uso es el resultado de los avances tecnológicos. El término metal se usa exclusivamente para incluir aleaciones así como metales puros.

### **Constitución de las aleaciones**

Para propósitos odontológicos, el término aleación se define como un metal que contiene dos o más elementos mutuamente solubles en el estado de fusión. Aunque estas son algunas semejanzas entre las características de los metales puros y las aleaciones, la adición de otros metales puros complica la relación de los aspectos ciertamente fundamentales que no se consideran. Por ejemplo

muchas aleaciones solidifican dentro de los límites térmicos en lugar de hacerlo a una sola temperatura, como ocurre en el metal puro. En este límite de temperatura existen dos fases: sólida y líquida. La presencia de un metal puede causar ciertas reacciones en el estado sólido que no ocurren con un metal puro y que afecta directamente las propiedades de la aleación. Un sistema de aleación es agregar dos o más metales en todas las combinaciones posibles. Por ejemplo, el sistema oro-plata incluye todas las concentraciones posibles de oro y plata variando desde el 100% de oro hasta 100% de plata.

Para especificar una aleación en particular es necesario enumerar los elementos contenidos en la aleación y la cantidad de cada elemento. Dos sistemas comunes para definir la composición son: el porcentaje en peso dado de cada elemento o, alternativamente, la fracción atómica o porcentaje usado.

Para aleaciones con elementos que difieren considerablemente en peso atómico, el porcentaje en peso y el porcentaje atómico difiere de modo notable. De ordinario, las propiedades de una aleación se relacionan directamente con el porcentaje atómico en vez del porcentaje en peso de cada elemento presente.

Las aleaciones deben estar en equilibrio antes de que pueda existir su fase verdadera. Los metales policristalinos y las aleaciones nunca alcanzan la verdadera condición de equilibrio en estado sólido por la lenta difusión del estado sólido y otros factores. Si una aleación ha sido enfriada rápidamente desde una temperatura alta en la cual la velocidad de difusión atómica es considerable, puede crearse una estructura inestable permanente y aparentemente estable a la temperatura ambiente.

### **Clasificación de las aleaciones**

Las aleaciones pueden ser clasificadas de acuerdo a:

- 1) Su uso.- Incrustaciones de metal total, coronas, y puentes, restauraciones de metal-cerámica, prótesis parcial y removible e implantes

- 2) Sus principales elementos.- oro, paladio, plata, níquel, cobalto, o titanio
- 3) Su nobleza.- más noble, noble y predominante de base metálica
- 4) Sus tres elementos principales.- oro, paladio, plata, plata -estaño, níquel-cromo
- 5) El sistema de fase dominante.- (isomorfo) fase simple, eutéctico, peritético o intermetálico.

Si dos elementos están presentes, se forma una aleación binaria, si hay tres o cuatro elementos se forma respectivamente, una aleación terciaria o cuaternaria y, así sucesivamente. Cuando el número de elementos aumenta por arriba de dos, la estructura se incrementa en complejidad.

Las aleaciones más simples son aquellas en las cuáles los átomos de dos metales se mezclan al azar en una red espacial común. Bajo el microscopio, los granos de cada aleación pueden parecerse a metales puros, la estructura es homogénea porque solo se forma una fase durante la solidificación. Se dice que si los dos metales son solubles entre sí en estado sólido, las aleaciones se denominan soluciones sólidas.

## **ALEACIONES PARA COLADO**

Las aleaciones para colado se utilizan para confeccionar restauraciones rígidas y prótesis con materiales metálicos. En algunos casos, este material constituye la totalidad de la restauración, como en las incrustaciones y los pernos muñones. En las coronas y las prótesis fijas, también puede ser así. Sin embargo, en muchas situaciones y con mucha frecuencia, se complementa una estructura metálica recubriéndola total o parcialmente con un material de base orgánica o cerámica.

Las razones para ese recubrimiento se encuentran, como es fácil suponer, en la necesidad de lograr la combinación de las características de forma, que permiten alcanzar una estructura metálica, con las características ópticas posibles de lograr con otros materiales. Es decir, se busca obtener una restauración mecánica y estéticamente satisfactoria. Cuando se trata del caso de una corona y se recubre su cara vestibular se acostumbra denominarla corona con frente estético o corona veneer (del inglés, chapa o capa exterior).

El material metálico usado para esta finalidad es una aleación, que es la combinación de dos o más elementos con características metálicas, que se denomina "aleación para coladas dentales". En este apartado se analizan los requisitos que deben reunir, la composición, las propiedades y algunos otros aspectos del empleo de las aleaciones para coladas dentales. Se lo hará con aquellas que se usan para la confección de restauraciones rígidas y prótesis fija totalmente metálica o recubierta total o parcialmente con materiales de base orgánica, por lo general resinas compuestas.

### **Características requeridas**

Una aleación metálica para poder ser empleada en este tipo de trabajos odontológicos, debe reunir una serie de condiciones vinculadas con la reacción que puede darse en un medio biológico frente a su presencia y con sus propiedades químicas, físicas y mecánicas.

## **Aspectos de tolerancia biológica**

Al igual que con el uso de cualquier otro material, al colocar una aleación metálica se deben evitar dos tipos de reacciones en la cavidad bucal o en cualquier otra zona del organismo: reacciones inmunológicas y reacciones toxicológicas.

Las primeras están vinculadas con la reacción producida en el organismo por la simple presencia del elemento que la desencadena. Estas reacciones pueden cubrir una gama que va desde manifestaciones en el tejido epitelial (piel, mucosas) hasta otras más severas en el resto del organismo. Existen elementos metálicos capaces de producir ese tipo de reacciones en algunas personas especialmente sensibles.

Esto no necesariamente contraindica su uso en la composición de las aleaciones para colado dentales, pero hace necesario que el profesional esté atento a la posibilidad de reacciones; por ello debe realizar una adecuada historia clínica del paciente y, ante la duda o presencia de estas reacciones, emplear aleaciones que no contengan el elemento responsable.

Las reacciones de índole tóxica son diferentes, no se producen por la sola presencia del elemento, en este caso metálico, sino que este debe ser un vehículo para ser incorporado al medio interno. Esto es, una aleación puede contener un elemento que en si mismo es tóxico, pero si ese elemento esta fijo en la estructura de la aleación y permanece en ella no será capaz de producir una reacción de tipo tóxica, si lo haría, si por algún mecanismo químico es removido de la aleación e incorporado al medio interno. Ejemplo: en la amalgama dental se utiliza mercurio que es un elemento tóxico, pero como el mercurio está combinado, forma compuestos suficientemente estables en el medio bucal.

Por otro lado, la posibilidad de desgaste mecánico es bastante reducida, es decir, es muy pequeña la cantidad de mercurio que un paciente incorpora a su medio interno. Como consecuencia, las restauraciones con amalgama resultan seguras

desde el punto de vista biológico, a pesar de contener un elemento reconocidamente tóxico.

Esto significa que las posibles reacciones tóxicas a la presencia de una aleación para colado están relacionadas con las propiedades, principalmente químicas, que ella reúne.

### **Propiedades químicas**

Para que una restauración metálica se mantenga inalterable en el medio bucal, la aleación para coladas que se le confeccione no debe corroerse, esto es, perder masa por disolución, ni pigmentarse.

El segundo aspecto citado, la pigmentación (tarnish en inglés) se refiere a la formación de compuestos en la superficie de la aleación por reacción con elementos presentes en el medio donde esta ubicada (en nuestro caso en el medio bucal). La pigmentación no necesariamente representa un deterioro en cuanto a pérdida de masa (corrosión) o pérdida de propiedades mecánicas. Esta situación puede ser tolerable, aunque, resulta desagradable para el paciente observar que su restauración pierde su aspecto inicial (pulido brillante) o toma un color diferente al original.

Más perjudicial resulta la aparición de corrosión, que es un proceso que conduce a la destrucción química o electroquímica del material. La corrosión electroquímica o galvánica se puede producir cuando en un mismo medio electrolítico, como por ejemplo la saliva, se encuentran dos materiales metálicos con diferente potencial de electrodo, esto es, posibilidad de transferir electrones al medio. Por ello debe evitarse el uso de aleaciones de composición muy disímil en la boca de un mismo paciente.

La corrosión química se presenta cuando se forman óxidos en la superficie de un material metálico que se disuelven en un medio donde se está inmersa. Como es

de suponer, toda aleación de uso en odontología debe garantizar la no producción de este proceso de oxidación y corrosión, es decir, debe garantizar la no formación de óxidos solubles en el medio bucal.

La magnitud de producción de los fenómenos de corrosión esta condicionada por las características del material y las del medio en el que esta ubicada. Así una misma aleación metálica puede experimentar un grado diferente de corrosión en el medio bucal de distintos pacientes.

Toda corrosión representa no sólo una alteración de las restauraciones en sí misma, sino que también posibilita que los elementos presentes en su composición, que pueden ser tóxicos, sean incorporados al organismo y produzcan reacciones sistémicas no deseables.

### **Propiedades físicas**

Algunas propiedades físicas son de interés en el caso de las aleaciones para coladas dentales. Las razones para ello están, en algunos casos, vinculadas más con la realización de los procedimientos técnicos de confección de la restauración (colado) que con el desempeño en el medio bucal.

Así, la temperatura de fusión es de importancia porque condiciona el tipo de aparatos necesarios para poder realizar su fusión o el tipo de revestimiento que se debe realizar para confeccionar la cámara de colada. Por lo que se volverá sobre estos aspectos al analizar las técnicas de empleo de estas aleaciones.

El coeficiente de variación térmica determina que contracción se producirá al enfriarse la aleación, desde la temperatura a la que se solidifique (que corresponde a la temperatura de fusión) hasta la temperatura ambiente. A su vez determinará el grado de expansión que será necesario alcanzar en el revestimiento para obtener lo que se denomina un bloque colado "compensado".

También hay que tener en cuenta la densidad durante el trabajo técnico de colado, ya que las máquinas que se emplean para hacer llegar la aleación fundida

a la cámara de colado (máquinas para colado), generalmente basan su accionar en la fuerza centrífuga.

En resumen es más fácil colar aleaciones de alta densidad. Cuando se emplean aleaciones de baja densidad se hace necesario disponer de máquinas que mediante una mayor velocidad de giro, permitan hacer llegar correctamente la aleación fundida a la totalidad de la cámara de colada.

La densidad también determina cuanto pesa un volumen de material dado. Una restauración pesa más cuanto mayor es la densidad de la aleación con la que esta confeccionada. Sí la restauración es pequeña, ese mayor peso pasa inadvertido para el paciente, pero en prótesis de gran tamaño, es conveniente tener presente esta propiedad y orientar la selección hacia aleaciones de menor densidad, que serán mejor toleradas.

Además como los metales son comercializados fijando su valor por peso (por gramo), este aspecto es de interés cuando se deben calcular los costos del material a emplear en la realización del trabajo.

El color es una propiedad física de importancia sustancial en las aleaciones para colado, no obstante las preferencias del paciente pueden variar considerablemente; algunos pacientes pueden manifestar una cierta preferencia hacia las amarillas o "doradas" mientras que otros pueden hacerlo hacia las "plateadas".

### **Propiedades mecánicas**

La restauración o prótesis no debe romperse, es decir, debe tener una adecuada resistencia; tampoco debe deformarse, esto es, debe presentar un adecuado módulo elástico y un límite proporcional ante las tensiones que se generen durante la función.

La resistencia es quizá el aspecto menos crítico. No es difícil obtener valores suficientes para asegurar la ausencia de fractura durante la fusión. La baja resistencia traccional que produce posibilidad de fracturas en espesores delgados que se presenta en las amalgamas, no se da en las aleaciones para colado.

Las necesidades de rigidez (módulo elástico), determinado por la composición de la aleación, y la garantía de no deformación permanente varían en las diferentes situaciones clínicas. Esta última característica mecánica, límite proporcional, límite elástico o resistencia a la fluencia es resumida, por lo general, mediante la evaluación de los valores de dureza. Así para aleaciones de una determinada composición básica, se comercializan con frecuencia aleaciones "blandas", "medias", "duras" y "extraduras" (tipos I, II, III, IV), que representan valores de límite proporcional sucesivamente mayores.

En restauraciones pequeñas, que van a estar sometidas a esfuerzos oclusales reducidos, como pueden ser las incrustaciones, pueden utilizarse aleaciones "blandas" o "medianas", esto facilita las tareas de determinación, retoque de pequeños defectos y pulidos.

En la medida en que aumentan las demandas mecánicas (coronas, prótesis) serán necesarias las aleaciones de mayor "dureza", que aún cuando son más difíciles de trabajar, garantizan el mantenimiento y la durabilidad de la restauración. Estas aleaciones, como todo material metálico, pueden manifestar un comportamiento no totalmente acorde con la ley de Hooke. Esto se debe a la presencia del espacio intergranular con sus átomos no ordenados (características amorfas).

Este comportamiento visco-elástico, que puede evidenciarse como creep, solo adquiere significación práctica cuando el material se encuentra en temperaturas próximas a las de su fusión. Como la temperatura de estas aleaciones es, según su composición, de algo menos o algo más de 1000°C, no debe esperarse que se evidencie creep ni durante su procesado ni durante su fricción en la boca de un paciente.

Efectivamente debe tenerse en cuenta que se están analizando las aleaciones que se utilizan para restauraciones que se usan solas o con recubrimientos de base orgánica. El procesamiento de éstas puede requerir, en el caso de materiales de activación por calor de la polimerización, temperaturas que no lleguen a superar los 200°C, cuando se lo hace bajo presión; lo que significa estar lejos de las temperaturas que pudieran hacer evidente el fenómeno de creep.

La situación es diferente en el caso del recubrimiento de aleaciones con materiales de base cerámica.

### **Composición y propiedades de las aleaciones para colado**

La combinación de propiedades requeridas en una aleación para colado dental puede ser obtenida, con cierta facilidad, partiendo de la utilización de metales nobles como base de la aleación, la base es el elemento metálico que se encuentra en mayor proporción en la composición.

La fácil formación de óxidos que puedan solubilizarse favorece la corrosión, por lo que se consideran nobles los metales que difícilmente forman óxidos, lo que garantiza la protección contra los mecanismos de corrosión.

Los metales que entran en esta categoría son el oro y los seis metales del grupo del platino (platino, paladio, rodio, iridio, osmio, y rutenio). En algunas situaciones, el metal plata puede ser considerado noble, pero no en la situación presente en el medio bucal.

De esos siete metales nobles, el oro - oro puro - tiene una temperatura de fusión de 1063°C accesible fácilmente a la situación de trabajo de un laboratorio para trabajos odontológicos. Por este motivo ha constituido la base de las aleaciones para colados dentales desde que se inició el uso de esta técnica a principios del siglo XX.

Sin embargo, el oro y algunos de los metales nobles (especialmente el platino) son también metales considerados dentro de la categoría de preciosos. Este término no proviene de la química sino de la joyería y se usa para describir a los metales de "precio elevado".

En la década de 1970, el precio del oro hasta ese entonces fijo, por acuerdos internacionales, fue liberado y subió a un nivel que hizo necesario buscar alternativas a las aleaciones con base de ese metal, para poder mantener la viabilidad económica para realizar restauraciones.

En la actualidad, y sobre la base de esta presencia de metales nobles en la composición, las aleaciones para colado dentales, se pueden reunir en los tres grupos siguientes: con alto contenido de oro, con algo de contenido de metales nobles y sin contenido de metales nobles.

### **Aleaciones con algo de contenido de metales nobles**

Con la finalidad de reducir el costo de la aleación, se diseñaron aleaciones en las que el contenido del metal noble es inferior al 75% de su masa. Lo que se hace es reemplazar de manera parcial o total el oro por el paladio.

Este último es también un metal noble, pero su densidad es bastante inferior a la del oro. Por esto no es necesario que su porcentaje en masa en la composición sea tan elevado para asegurar la presencia de suficiente cantidad de átomos de metal noble.

“ La disminución en el contenido de los metales nobles dentro de una aleación ocasiona una gran diferencia en el potencial electroquímico, generalmente se ha observado que la pigmentación y la corrosión aumentan de manera significativa a menor contenido de metales nobles. A su vez, cuando se adiciona una pequeña parte de plata u oro a la aleación aumentan sus propiedades”. *L. Niemi and R.I. Holland. (8)*

Esa menor densidad, unida a su menor costo, significa una doble vía de ahorro en el momento de considerar el valor intrínseco de material utilizado en la confección

de una restauración. No obstante, su menor densidad hace que este material sea más difícil de colar y de obtener bloques con espesores delgados con facilidad.

Dentro de este grupo de aleaciones se puede reconocer tres subgrupos en función de su contenido de oro:

- a) con alrededor de 45-50% de oro (color amarillo menos intenso);
- b) con menos de 40% de oro (color muy claro o plateado);
- c) sin contenido de oro (color plateado).

El contenido de paladio y plata aumenta proporcionalmente a la disminución del contenido de oro y las del subgrupo (c) son, en realidad aleaciones de plata-paladio, a veces conocidas como aleaciones de oro blanco.

Las propiedades de estas aleaciones se hallan en el orden del tipo III y IV (duras y extraduras) que, si bien son resistentes a la corrosión, tienen alguna tendencia a pigmentarse superficialmente, se presenta un oscurecimiento de las piezas, que aumenta a medida que aumenta el contenido de paladio y disminuye el de oro, de la misma manera que lo hace la temperatura de fusión. Este último aspecto puede llegar a hacer necesario el uso de aparatos y revestimientos diferentes de los que se utilizan en las aleaciones con alto contenido de oro, como se analizará más adelante.

Diversos estudios han sido realizados para encontrar materiales no preciosos sustitutos del oro, que presenten características adecuadas para el medio bucal, como es el caso del estudio realizado por Ledoux, S., Rasmussen and M. S. Rodríguez. (5)

### **Aleaciones sin contenido de metales nobles**

La manera de abaratar aún más el costo de la aleación y llevarlo a valores de hasta de menos de \$1.00 por gramo, es no utilizar metales nobles en su composición. Para que esto sea posible, la aleación debe contener en suficiente

cantidad, algún elemento metálico que, al no ser noble, tenga la posibilidad de "pasivarse" y transmitir esta propiedad a la aleación.

La pasivación es un fenómeno que se manifiesta en algunos metales no nobles y consiste en la formación en la superficie de una capa de óxido de elevada resistencia al desgaste, firmemente adherida al resto de la estructura y no soluble. La presencia de esa capa impide la corrosión del conjunto y posibilita utilizar el material en el medio bucal.

Este fenómeno se manifiesta significativamente en tres elementos metálicos: el cromo, el aluminio, y el titanio. Los dos primeros se emplean en las aleaciones para restauraciones rígidas.

En el estudio realizado por *J. B. Moser, G. W. Marshall, B. Marker and E. H. Greener (6)*, superficies fracturadas fueron examinadas usando un microscopio de escaneo de electrones, donde grandes dendritos fueron eventualmente observados en las regiones de fractura lo que sugiere que futuras técnicas de fusión puedan ser alteradas para dar un tamaño de grano más fino en la aleación.

### **Fusión para colar**

Para fundir y colar las aleaciones analizadas se utilizan aparatos específicos. Con las aleaciones con base de metales nobles y, especialmente con las de alto contenido de oro, esa aparatología puede ser sencilla debido a su alta densidad y temperatura de fusión inferior a los 1000°C. Así pueden ser fundidas con simples sopletes de aire comprimido y gas común y coladas con máquinas relativamente pequeñas.

Las aleaciones de mayor temperatura de fusión requieren sopletes que combinen el uso de gas común con oxígeno o algún gas acetileno con oxígeno o bien, que generen el calor a través de la inducción eléctrica.

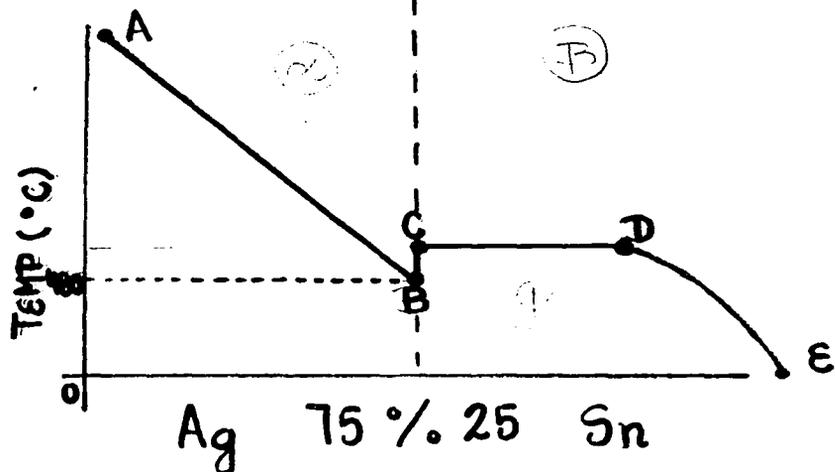
En definitiva, las aleaciones de menor costo pueden demandar revestimientos más costosos, y aparatos y técnicas más complejos, que deben ser ejecutados correctamente por quien se ocupe de llevar a cabo el procedimiento.

El profesional que realiza los procedimientos clínicos y que, con frecuencia, deriva la realización de los procedimientos de laboratorio debe tener en cuenta estos aspectos. Solo con la correcta realización y con la adecuada coordinación de ambos aspectos de la confección de la restauración rígida o prótesis se puede alcanzar el resultado clínico satisfactorio que se busca.

### Reacciones peritéticas. El sistema Plata – Estaño.

Algunos compuestos intermetálicos se comportan como metales puros y si se los calienta conservan su identidad hasta la temperatura en que funden. Esa fusión la hacen a temperatura constante. Hay otro compuesto intermetálico, que se puede formar entre la plata y el estaño, que reviste interés por ser una aleación frecuentemente utilizada en odontología.

El diagrama de equilibrio del sistema plata-estaño se muestra, según cambie el porcentaje de ambos elementos que intervienen en la aleación, esto es, es posible obtener la formación de distintas fases.



Hacia la derecha puede verse una línea de sólidos horizontal que indica un sistema eutéctico, y a la izquierda, en cambio, soluciones sólidas. Pero además aparecen líneas verticales que indican modificaciones dentro de las soluciones sólidas, y así puede notarse que la primera fase que se presenta en la zona izquierda del diagrama es la denominación alfa. Esta fase es una solución sólida, como puede apreciarse con la observación de las líneas de líquidos y sólidos en esa zona.

La segunda fase es también una solución sólida denominada beta. Entre las zonas alfa y beta hay una zona intermedia donde coexisten ambas fases. La tercera fase es la denominada gamma, precedida en el diagrama por una zona donde coexiste beta y gamma. Esta fase es un compuesto intermetálico, ya que su análisis muestra que tiene un reticulado espacial con una distribución fija de los dos elementos en cada celda unitaria. Su fórmula es  $Ag_3Sn$  (tres iones de plata por cada una de estaño en cada celda) y se forma cuando el contenido de estaño oscila entre 25 y 27% aproximadamente y el de plata entre 75 y 73%.

Si hay más de 27% de estaño se forma, como ya se indicó, una serie de aleaciones eutécticas. El eutéctico, que será una mezcla íntima de gramos de  $Ag_3Sn$  y estaño, se constituye con el 96,5% de estaño y 3.5% de plata. Si existe más o menos estaño el componente en exceso se encontrará formando granos grandes por separado del eutéctico.

Tal como se mencionó, una aleación que se utiliza en odontología contiene fundamentalmente el compuesto intermetálico  $AgSn$ . Es importante analizar el comportamiento de una aleación que lo forme. Una de éstas es la indicada por una línea de puntos. Si se le enfría desde el estado líquido, esa aleación comienza su solidificación al llegar a la temperatura indicada por la línea de líquidos - punto "a" en el diagrama -; a partir de esa temperatura, la estructura de la aleación es solución líquida y solución sólida beta. Al llegar a una temperatura de  $480^{\circ}C$  - punto "b" en el diagrama - la parte líquida reacciona con la solución beta y se transforma el todo en el compuesto intermetálico  $AgSn$  o fase gamma.

Las reacciones de este tipo se llaman peritéticas y son esencialmente una inversión de la reacción que da lugar a la formación de un eutéctico. En esta última hay una transformación de una sola fase líquida en dos fases sólidas (líquida y sólida) en una al enfriarse. Como en todos los casos ya descritos, esa transformación se produce siempre y cuando el enfriamiento se realice en condiciones de equilibrio.

## CORROSIÓN

En la práctica odontológica, la corrosión alrededor de los márgenes de las restauraciones con amalgama puede beneficiar porque los productos de corrosión tienden a sellar el margen que inhibe el ingreso de fluidos bucales y bacterias. Sin embargo, en la mayoría de los casos la corrosión es indeseable.

Los metales bajo reacciones químicas o electroquímicas con el medio ocasionan disolución o formación de compuestos químicos, comúnmente conocidos como productos de corrosión, que pueden acelerar o retardar este proceso. Muchos de los metales comúnmente usados proporcionan poca o nula protección de los productos de la corrosión que se forman en circunstancias normales.

Algunos metales y aleaciones son resistentes a la corrosión por su "nobleza" inerte o por la formación de una capa superficial protectora. Uno de los requisitos primarios de cualquier metal para ser usado en la boca es que no produzca corrosión y que no sea nocivo al organismo, ya que algunos elementos metálicos completamente seguros en estado elemental pueden formarse al azar o tener compuestos tóxicos de hierro.

Si este proceso de corrosión no es demasiado intenso, estos productos no se reconocen fácilmente. El medio bucal es propio para la formación de productos de corrosión. La boca es húmeda y está continuamente sometida a fluctuaciones de temperatura. Los ácidos contenidos en los alimentos y líquidos ingeridos son liberados durante la masticación y la deglución.

Diferentes técnicas tales como la polarización potencioestática y anódica y diversas soluciones como la saliva artificial han sido usadas para la caracterización de la resistencia a la corrosión de las aleaciones dentales. El objetivo de esta investigación fue examinar el comportamiento corrosivo de las aleaciones de Ag-

Sn-Cu utilizadas en coronas y prótesis dentales y comparar estos resultados con el estándar constituido por la aleación Ag-Pd, en una solución de saliva artificial, con y sin la adición de ácido láctico, teniendo valores de pH de 5.7 y 2.7 respectivamente, usando una técnica potenciostática a una temperatura constante de 37°C. *T. K. Patro, B.P. Singh and V. Singh. (4)*

Por otra parte, los residuos de alimento a menudo se adhieren fuertemente a las restauraciones metálicas, provocando condiciones localizadas que pueden ser extremadamente propicias para acelerar las reacciones entre los productos de corrosión y los metales o aleaciones. Estos factores ambientales contribuyen a la degradación del proceso de corrosión.

El oro resiste el ataque químico en las condiciones anteriormente descritas, por lo que es comprensible que el más noble de los metales, fuera empleado rápidamente para la construcción de aparatos dentales.

Las siguientes definiciones aclaran algunos tipos fundamentales y formas de degradación metálica en el medio bucal.

**Celda de Concentración.-** Celda electroquímica de corrosión en la cual se asocia la diferencia potencial con la diferencia de concentración de especies disueltas, como el oxígeno, en la solución de diferentes partes de la superficie metálica.

**Choque galvánico.-** Sensación de dolor causada por una corriente eléctrica generada por contacto entre dos metales diferentes, formando una pila en el medio bucal.

**Corrosión.-** Proceso químico o electroquímico a través del cual un metal es atacado por elementos naturales, como aire y agua, resultando en una parcial o completa disolución, deterioro o debilitamiento de cualquier sustancia sólida. Aunque los vidrios como los otros no metales son susceptibles al ataque por las reacciones electroquímicas.

**Corrosión de depresiones o foveas.-** Corrosión localizada áspera que ocurre en el metal de base, como hierro, níquel, y cromo, estos metales están protegidos por una película localizada que cuando se rompe, rápidamente se inicia un proceso de disolución debajo del metal en forma de depresiones.

**Corrosión de Hendidura.-** Corrosión acelerada en espacios angostos, causada por los procesos electroquímicos localizados y cambios químicos, como la acidificación o depresión en el contenido de oxígeno. La corrosión de hendidura comúnmente tiene lugar cuando ocurre filtración entre una restauración y el diente bajo una película o debajo de otros depósitos superficiales.

**Corrosión galvánica.-** Ataque acelerado que ocurre en un metal menos noble cuando metales electroquímicos diferentes entran en contacto eléctrico en presencia de un medio líquido corrosivo.

**Desgaste, abrasión, y erosión.-** Pérdida de material de una superficie causada por acción mecánica, ó por la combinación de acciones mecánicas y químicas.

**Empañado.-** Proceso por el cual la superficie metálica pierde su brillantez o se decolora por la formación de una película química con un sulfuro y un óxido.

El ejemplo más común de corrosión es la oxidación del hierro, reacción química compleja en la cual el hierro se combina con oxígeno en el aire y en el agua formando un óxido hidratado de hierro,  $\text{Fe}_2\text{O}_3 \cdot \text{H}_2\text{O}$ . El óxido es un sólido poroso, y más voluminoso, más débil y más frágil que el metal del cual se forma.

Existen cuatro métodos que pueden usarse para evitar la corrosión del acero:

- 1) Protegerlo con una cubierta superficial impermeable, como un aceite o una pintura en la que no alcance el aire y el agua.
- 2) Cubrirlo con un material, como el zinc que reacciona con las sustancias corroyentes más rápido que el acero, y cuando empieza a consumirse protege al hierro.

- 3) Platear electrónicamente la superficie con un elemento que resista la corrosión.
- 4) Alea con cromo el hierro de tal manera que resista químicamente la corrosión. Este es el método más satisfactorio, pero es el más costoso.

Los alambres de ortodoncia pueden ser de acero inoxidable, una aleación que contiene carbono, cromo y a veces níquel. Las aleaciones altamente nobles usadas en odontología son tan inactivas químicamente que no presentan corrosión en el medio bucal; los principales componentes de estas aleaciones son uno o más de los elementos nobles: oro, platino, paladio, iridio y rutenio.

Los primeros tres elementos son más comúnmente usados en las aleaciones dentales. La plata no se considera noble por norma odontológica porque reacciona con el aire, el agua y los sulfuros para formar sulfuro de plata, que produce una decoloración oscura.

### **Causas del empañado y la corrosión.**

Es preciso diferenciar los procesos de empañado y corrosión. Aunque existen diferencias técnicas bien definidas entre ambos, clínicamente es difícil distinguirlos, incluso ambos términos son a menudo intercambiables en la literatura dental.

El empañado se observa como un cambio de coloración de la superficie de un metal o incluso como pérdida ligera o alteración de los depósitos duros y suaves sobre la superficie de las restauraciones. El cálculo es el principal depósito duro y su color varía de amarillo claro a café. Los depósitos suaves son placas y películas compuestas principalmente de organismos y mucina. Las manchas y decoloraciones surgen de las bacterias productoras de pigmentos, de fármacos que contienen químicos como el hierro y el mercurio, y de restos de comida absorbidos.

Aunque tales depósitos son la principal causa del empañado en la cavidad bucal, la decoloración de la superficie también puede ser causada por la formación de delgadas películas, como óxidos, sulfuros y cloruros en los metales. Es posible que este fenómeno pueda ser un simple depósito sobre la superficie y las películas observadas puedan ser de protección. Sin embargo, de ordinario son indicación precoz de corrosión.

La corrosión, en un sentido específico, no es tan solo el depósito superficial, sino un deterioro real de un metal por reacción con su ambiente. Con frecuencia especialmente en las superficies bajo tensión, con impurezas intergranulares en el metal o con productos de corrosión que no cubren por completo el metal del sustrato, la corrosión ataca rápidamente y puede aumentar con el tiempo. En su momento produce desintegración catastrófica y grave del cuerpo del metal. Además cuando el ataque es muy localizado causa falla mecánica rápida de la estructura, aún cuando la pérdida real del material es bastante reducida.

El empañado a menudo ocurre antes de la corrosión. La película que se deposita y produce pigmentación, con el tiempo forma o acumula elementos o componentes que atacan químicamente la superficie metálica. Por ejemplo, los huevos y ciertos alimentos contienen ciertas cantidades de azufre. Varios sulfuros, como el hidrógeno y el sulfuro de amonio, están presentes en la plata, el cobre, el mercurio y metales similares presentes en las aleaciones dentales y amalgamas.

Así mismo, el agua, el oxígeno y los iones de cloro están presentes en la saliva y contribuyen al ataque de la corrosión. Algunos ácidos, como el fosfórico, el acético y el láctico en determinadas concentraciones pueden conducir a la corrosión.

Los iones específicos pueden jugar un papel importante en la corrosión de ciertas aleaciones. Por ejemplo, el oxígeno y el cloruro están implicados en la corrosión de la amalgama en la interfase del diente y con el cuerpo de la aleación. El azufre

tal vez sea más significativo en el desarrollo del manchado de la superficie o en las aleaciones vaciadas que contienen plata.

### **Clasificación de la corrosión.**

El fenómeno exacto de la corrosión con frecuencia es complejo y no se entiende por completo. Cuando menos homogéneo sea el metal y más complejo el medio, será más complicado el proceso de corrosión. La composición, el estado físico y las condiciones de la superficie de los metales, así como los componentes químicos del medio que los rodea, determinan la naturaleza de las reacciones de corrosión.

Otras variables importantes que afectan el proceso de corrosión son la fluctuación de temperaturas, el movimiento o circulación del medio en contacto con la superficie metálica, y la naturaleza o solubilidad de los productos de corrosión. A pesar de todas estas complejidades, si los mecanismos generales de corrosión son comprendidos, es posible reconocer el control de las variables en un caso específico de corrosión.

Hay dos tipos generales de reacciones de corrosión. Un tipo es el conocido como "corrosión química", en la cual hay una combinación directa de elementos metálicos y no metálicos. Este tipo de corrosión se ejemplifica por la oxidación, halogenación, o las reacciones de sulfuración. Un buen ejemplo es la decoloración de la plata por el azufre. La formación de los sulfuros de plata en esta reacción es de corrosión química. El sulfuro de plata parece ser el principal producto de corrosión de las aleaciones de oro dental que contienen plata. Tal corrosión también se conoce como "corrosión seca" porque ocurre en ausencia de agua o de otros electrolitos fluidos.

Otro ejemplo es la oxidación de las partículas de aleación usadas en la preparación de algunas amalgamas dentales. Estas contienen plata-cobre en fase eutéctica y su oxidación limita la reactividad con el mercurio, afectando la

amalgamación, por eso es prudente almacenar la aleación en un lugar seco y frío y asegurarse de un adecuado tiempo de vida.

La corrosión química rara vez se aísla y casi invariablemente se acompaña por un segundo tipo de corrosión conocido como "corrosión electroquímica". Este tipo también es referido como corrosión húmeda porque requiere la presencia de agua u otros electrólitos fluidos. Si el proceso continúa, también requiere de un camino para transportar los electrones, una corriente eléctrica. Debido a que la cavidad bucal es un medio húmedo, este tipo de corrosión es muy común en el medio bucal.

### **Corrosión de restauraciones dentales**

El medio bucal y las estructuras dentales presentes en condiciones complejas pueden promover la corrosión y la decoloración. Las variables de la dieta, la actividad bacteriana, las drogas, el tabaquismo y las costumbres de higiene bucal explican sin duda buena parte de las discrepancias registradas en el proceso corrosivo de personas en quienes se emplea la misma aleación dental manejada de igual modo.

La resistencia a la corrosión es una concentración importante en la composición de las aleaciones mismas. Desdichadamente, no hay pruebas de laboratorio que puedan duplicar las condiciones bucales, y por lo tanto anticipen con precisión la susceptibilidad del material ante la corrosión, no obstante varias pruebas aceleradas usando azufre y soluciones de cloruro se han recomendado. Con el uso de estos métodos se ha probado que el contenido de metal noble, particularmente el oro, influye en la resistencia del empañado por sulfuros. Por esta razón, se ha sugerido que al menos la mitad de los átomos de las aleaciones dentales puedan ser metales nobles, como el oro, el platino y el paladio, para asegurar su protección a la corrosión.

El paladio es efectivo para la reducción de la susceptibilidad al empañado sulfúrico de las aleaciones que contienen plata. Como ya se mencionó, los metales nobles se usan para evitar la corrosión, y es importante que los constituyentes más activos de la aleación estén uniformemente dispersados. La formación de una segunda fase que sea rica en un metal activo produce una celdilla de corrosión galvánica. Las aleaciones de base de metal, como las de acero inoxidable, el níquel-cromo, cromo-cobalto y el titanio, son casi inmunes al empañado sulfúrico. Sin embargo, son susceptibles al ataque localizado ante la presencia de cloruros, como la corrosión de depresiones y hendiduras. Por otro lado, generalmente el titanio y sus aleaciones son superiores a otras aleaciones en su resistencia al ataque a los cloruros.

### **Mecánica de la corrosión**

El efecto real de la corrosión sobre la estructura de la superficie, es en esencia, una degradación lenta que se efectúa de diversas maneras. Puede resultar en la solubilidad de la aleación propiamente dicha, aún cuando la solubilidad, incluso de aleaciones de bajo contenido de oro, en los líquidos bucales, es por general despreciable. No obstante, la disolución electroquímica localizada produce a veces un sabor metálico que proviene de ciertos iones disueltos.

Es más fácil que el ataque sea interdendrítico, y que progrese preferentemente por zonas que rodean a las dendritas o, intergranular, esto es, a lo largo de los límites de los granos. La corrosión asimismo puede tener lugar en las grietas transgranulares causadas por la tensión tangencial.

### **Protección contra la corrosión**

Para prevenir la corrosión, se puede aplicar una capa de un metal noble sobre un segundo metal. El material de protección debe ser menos activo que el metal de base; es decir, el material de protección debe ser catódico respecto del metal de

base. Aunque sea utilizado como protector el oro o la plata, es posible usar cualquier metal, siempre que sea menos activo que el metal que se desea proteger.

Si se aplica un colado de metal noble a una superficie de metal de base y se desquebraja o perfora a una profundidad tal que quede expuesto el material de base, este se corroerá rápidamente. Esto ocurre, por supuesto, debido a que se forman pilas de electrodos dispares entre el metal de base expuesto y el metal noble que lo cubre.

Los baños o revestimientos, u otros tipos de protecciones orgánicas o inorgánicas, se comportan como protectores nobles. Nuevamente, toda grieta o rajadura en la capa protectora puede llevar a la rápida corrosión del metal de base. Se han probado estas capas metálicas y otras, sobre aleaciones dentales de oro de pocos quilates. En la mayoría de los casos, resultaron ineficaces porque eran demasiado delgadas, incompletas, y no se adherirían al metal o aleación subyacente, se fracturaban pronto o eran atacadas por los líquidos bucales.

Ciertos metales establecen una capa protectora por oxidación, otros por reacción química y evitan así una mayor corrosión; se dice que tales metales son pasivos. En la práctica, es una forma de pigmentación y deslustrado, en la cual la capa que se adhiere protege al metal subyacente de ulteriores pigmentaciones y corrosiones.

El cromo es el mejor ejemplo de pasividad. Este importante metal no se corroe fácilmente porque ya ha sido corroído con tanta rapidez y uniformidad que la película de producto de corrosión formada no perturba su capacidad de reflexión. Es probable que esta película se componga de un estrato continuo de oxígeno absorbido o de óxido de cromo muy compacto cuyas moléculas se hallan orientadas de tal manera que el oxígeno queda en la parte externa. El hierro, el acero y ciertos metales sujetos a corrosión son sometidos a un proceso

electrolítico como cromo, para transformarlos en no corrosivos. Los denominados "aceros inoxidable" son aleaciones de acero a las cuales se incorpora cromo en cantidades suficientes para tornarlas pasivas.

Los metales nobles resisten la corrosión razonablemente bien, porque la energía libre de formación de óxido es positiva, y no negativa, como en el caso de los metales no considerados nobles. Así, la oxidación de oro tendría que ir acompañada de un aumento de la energía libre. Esto no es posible en condiciones normales, salvo que se agregue energía al sistema, en forma de calor o corriente eléctrica.

### **Punto de fusión**

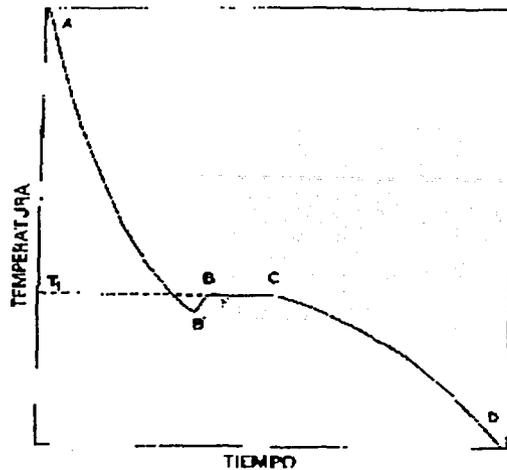
Los metales puros, en común con otros elementos químicos, pueden identificarse por su punto de fusión, punto de ebullición, y propiedades físicas y químicas. Algunas de estas propiedades para los metales de interés odontológico se exponen a continuación.

Primero se considera el fenómeno de solidificación que ocurre en el enfriamiento del metal puro. Si un metal es fundido y luego enfriado, y su temperatura durante el enfriamiento se grafica como una función de tiempo. Como puede observarse, la temperatura disminuye con regularidad de A hasta B. Luego ocurre un incremento térmico hasta B, que es, cuando la temperatura se vuelve constante hasta el tiempo indicado por C. Después que transcurre el intervalo C, la temperatura disminuye de manera constante hasta la temperatura ambiente.

La temperatura  $T_f$  como se indica por la recta o porción de la "meseta" de la curva BC, es el punto de congelación o temperatura de solidificación. Esto también es el punto de fusión o temperatura de fusión. Durante la fusión, la temperatura permanece constante y durante el enfriamiento o solidificación, el calor evoluciona con el cambio del metal del estado líquido al sólido. Este calor es el calor latente de solidificación y es igual al calor de fusión. Se define como el número de

calorías liberadas por un gramo de una sustancia cuando cambia del estado líquido al sólido. Ver gráfica.

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN



La interpretación de la curva, es que todas las temperaturas arriba de T como se indica en la meseta BC, se asocian con un metal fundido y todas las temperaturas por debajo de ésta se asocian con uno sólido. El enfriamiento inicial a B se llama superenfriamiento. La cristalización comienza durante el periodo de superenfriamiento. Una vez que los cristales empiezan a formarse, el calor latente de fusión provoca que la temperatura ascienda hasta T donde permanece mientras concluye la cristalización.

La temperatura de fusión de los metales y de las aleaciones es de interés considerable para el odontólogo. Algunas estructuras metálicas odontológicas son de vaciado. Se prepara un patrón de cera o plástico que corresponda a una reproducción exacta del aparato dental o de la restauración por vaciar. Se elabora un molde a partir del patrón, dentro del cual se puede presionar una aleación fundida. Cuando esta aleación solidifica, el patrón original reproducido en el metal produce un vaciado. Tales metales se llaman aleaciones para vaciado.

En los terrenos atómico y teórico, podemos definir el punto de fusión como el punto donde la energía térmica contenida en el interior de una estructura, es lo suficientemente elevada para romper las uniones que mantienen a los átomos en su estado condensado. El punto de fusión, por lo tanto, se encuentra en proporción directa con las fuerzas de unión que mantienen a los átomos en la estructura, y podemos suponer que existe una relación entre las distancias interatómicas y el punto de fusión.

El punto de fusión es constante para cada metal puro considerado, pero los metales presentan una gama muy extensa en sus puntos de fusión, que corresponden a la variedad de sus fuerzas de cohesión, unidas a las energías electrónicas. Así, los metales alcalinos tienen puntos de fusión poco elevados y presentan grandes distancias interatómicas, mientras que los metales alcalinotérreos tienen puntos de fusión elevados y las distancias interatómicas son menores.

En el terreno práctico, el punto de fusión varía dentro de amplios límites, desde el mercurio:  $-38,89^{\circ}\text{C}$  al del tungsteno:  $3.370^{\circ}\text{C}$ . En cuanto al intervalo de fusión para una aleación, se extiende alrededor de  $50^{\circ}\text{C}$  para las aleaciones de oro y cerca de los  $100^{\circ}\text{C}$  para las de cromo-cobalto y níquel-cromo.

Durante el enfriamiento o solidificación, el calor evoluciona con el cambio del metal del estado líquido al sólido. Este calor es el calor latente de solidificación y es igual al calor de fusión y se define como el número de calorías liberadas por un gramo de una sustancia cuando cambia del estado líquido al sólido.

## PERFIL TÉCNICO

Las aleaciones e base de Ag-Sn son también conocidas como "liga de plata". A continuación se incluye información proporcionada por el fabricante de las dos únicas casas comerciales que se dispusieron a brindar información para la realización de este trabajo, que fueron Aleaciones Finas México y Etal-Baker México que ofrecen las marcas Casting y Etalloy respectivamente.

No en todos los casos se pudo recabar la información técnica de parte del fabricante, como en los casos de ZHAN y ZEICO. Información bibliográfica tampoco fué recabable.

A continuación se muestran el precio y el peso de la presentación de las muestras empleadas.

Aleación	Peso	Precio (\$)
Zeico	1.5gr	7.60
Casting	1.5gr	6.50
Zahn	1.5gr	4.80
Etalloy	1.5gr	4.90
Zeicocast	1.5gr	145.00

## CASTING

La aleación Casting puede utilizarse principalmente en: incrustaciones, puentes fijos de 2 a 3 unidades, coronas totales y coronas veneer. La nueva liga de plata para colados dentales es una aleación con alto contenido de plata (mayor del 70%) que supera ampliamente las propiedades físicas, químicas, y mecánicas de las ligas de plata existentes en el mercado.

Es una aleación de alta calidad, para ser usada en medio bucal; con ella se resuelve el problema de la pigmentación externa que sufren otros materiales metálicos

### **Propiedades físicas**

Es una aleación de baja fusión (650°C), puede usarse gas butano para su fusión. Si se usa gas oxígeno-acetileno, tener cuidado que no se sobrecaliente la aleación.

Densidad.- 10.8 g/cm<sup>3</sup> (muy pesada), lo que favorece el vaciado. El empuje elevado que adquiere por la fuerza centrífuga aplicada, evita la presencia de poros.

Fluidez.- De excelente fluidez, esto permite su vaciado en cubilete frío, evitándose así la ebullición interna para lograr un ajuste perfecto.

### **Propiedades químicas**

Aleación constituida por elementos metálicos nobles, su alta resistencia a la pigmentación facilita restauraciones sin descuidar la estética.

El "CASTING" no debe mezclarse con otras ligas. Es reutilizable, los remanentes (botones) pueden volverse a fundir si se agrega un 50% de liga nueva.

### **Propiedades mecánicas**

El contenido mecánico adecuado de un elemento metálico endurecedor da al "CASTING" una muy buena resistencia mecánica para soportar satisfactoriamente el esfuerzo masticatorio. Esto permite su uso en puentes cortos y coronas.

## **Manejo de la aleación**

Para obtener buenos resultados en la utilización de la liga de plata "CASTING", se requiere tomar en consideración los siguientes aspectos:

1. Desencerrado.- A 700°C durante aproximadamente 45 minutos, dejar enfriar el cubilete durante unos 15 minutos.
2. Fusión.- Con gas natural, soplete chico de regadera y bien regulada la flama. Evitar el sobrecalentamiento (no quemar la aleación) porque sus propiedades pueden modificarse.
3. Colado, se pueden vaciar hasta 110 incrustaciones en un solo cubilete.

## LIGA DE PLATA ETALLOY

La excelente resistencia de "Etalloy Liga de Plata" a la pigmentación, y sus cualidades estéticas sobresalientes, son el resultado de la composición única de cobre y aluminio; así como del procedimiento de aleación utilizado en el proceso de manufactura. Es una aleación para ser usada en restauraciones dentales color plateado de metal no precioso.

Constituye una aleación de gran calidad con un alto contenido de plata exenta de pigmentación y corrosión, indicada para la elaboración de incrustaciones, todo tipo de coronas totales ó parciales – coronas veneer, coronas  $\frac{3}{4}$ , onlays, para puentes fijos, ya sea sola o combinada con acrílico, endopostes, muñón, espigo, etc.

Proporciona excelente ajuste y adaptación con fácil pulido, de alto brillo debido a su ductibilidad. Es una aleación superior a las existentes en el mercado.

### Propiedades mecánicas

Módulo de elasticidad:	16'000,000 psi (11.200 Kgf/mm <sup>2</sup> )
Límite plástico:	37,200 psi (26 Kgf/mm <sup>2</sup> )
Resistencia a la tensión:	89,950 psi (63 Kgf/mm <sup>2</sup> )
Elongación:	18%
Dureza Vickers:	130
Dureza Brinell:	121

### Propiedades físicas

Densidad:	7.8g/cm <sup>3</sup> (0.281 lb/in <sup>3</sup> )
Expansión térmica:	16.1 x 10000 6cm/cm/°C/s

Conductividad Térmica: 0.84 cal/cm<sup>2</sup>/cm<sup>2</sup>/°C/s  
Temperatura de fusión: 690°C +/- 20°C

**Precauciones:**

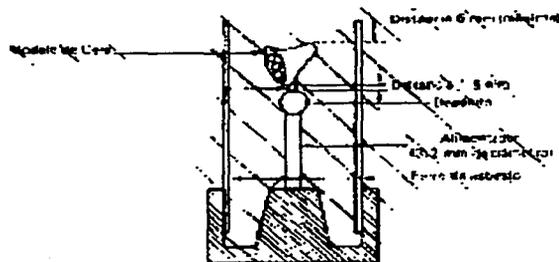
No se sobrecaliente. Tan pronto como se funde se deberá vaciar; no se comporta como el oro.

No use amonía en el limpiado ultrasónico o en el limpiado de cavidades.

No use carbón en crisoles o en recubrimientos.

**Instrucciones para su uso:**

1. El encerado de las coronas y puentes debe ser trabajado de la manera usual.
2. Hacer alimentación para la corona de grueso normal y en la forma habitual, como en las aleaciones de oro Tipo III (use cuele de cera No. 8 o No. 10).
3. Si la corona o el puente contiene áreas delgadas, la pieza debe ser alimentada como en la fundición de aleación no preciosa. Esto es, debe incluir un receptáculo como se describe en el diagrama.



Distancia 6' (entre moldes) - Distancia 5' (entre moldes) - Distancia 4' (entre moldes) - Alimentación - Fondo de resaca.  
La estrechez del molde debe ser de 0.001" (0.025 mm) y 1.0 mm en la parte superior.

4. Anillo de fundición.- Este debe ser revestido con una capa de asbesto artificial. Meta el anillo en agua para humedecer el revestimiento.
5. Coloque el molde de alimentación, de tal manera que quede al menos 1/4 de pulgada (6mm) entre la parte más alta de la pieza y el tope del anillo.
6. Revestir.- Usar revestimiento de cristobalita. El revestimiento generalmente usado con metales no preciosos es apropiado, utilizando las relaciones de mezclado para líquido/polvo recomendado por los fabricantes.
7. Quemar, colocar el anillo de vaciado en un horno frío, poco a poco elevar la temperatura a 482°C (1250°F) para los recubrimientos de alta temperatura. No use recubrimientos que tengan carbón.
8. Fundición.- Esta aleación se presenta en pequeñas gránulos que permiten fundir la aleación desde una forma sólida a cualquier forma posible. Esta técnica se recomienda para prevenir las variaciones en el balance metalúrgico obtenido durante el proceso de aleaciones. Tal vinculación de gránulos ayuda a la transferencia de calor durante el proceso de fundición. Use solamente una punta de orificios múltiples. Gas natural, propano o petróleo gasificado. La flama azulosa interior deberá ser ajustada a una longitud de 4 a 5 cm (1.5-2 pulgadas).  
No use crisoles de carbón.

Gire el horno cuatro o cinco vueltas y coloque el crisol precalentado libre de carbón. Después de colocar la aleación, suavemente mueva la antorcha de tal manera que la flama corra a través de la sección longitudinal del metal. El calentamiento continuo formará una capa de óxido metálica superficial la cual no debe ser removida.

La aleación estará vaciada cuando se observe que baja con un movimiento ligero la capa de óxido.

9. Enfriado.- El enfriado podrá ser hecho 10 minutos después del vaciado. Limpie la fundición en un chorro de agua con cepillo y jabón neutro. No use detergente que contenga amonía. Si la fundición es correcta, toda la escoria debe concentrarse en la base del botón y con el mismo color de la superficie rugosa de este.

· Gránulos o nódulos negros y ásperos que aparezcan en el botón indican que el metal fue dañado durante el proceso de fundición por un sobrecalentamiento. Tal pieza no debe ser colocada. La pieza debe hacerse nuevamente usando nueva aleación.

Si los botones no fueron dañados pueden ser refundidos, siempre y cuando se combinen con nueva aleación en una relación 1:1.

Termine la aleación usando procedimientos normales.

10. Pula con tirol y rojo inglés. Nunca use agentes limpiadores o pulidores que contengan amonía. Limpie la parte fundida con una limpiadora ultrasónica que contenga alcohol, durante 10 minutos.

11. Soldadura.- Usar soldadura del tipo que se utiliza para soldar recubrimientos de alta temperatura que funde a 760°C (1400°F). La soldadura para oro normal trabaja perfectamente. Asegúrese que al soldar, el flux sea puesto en la soldadura, no en el metal. Prepare las paredes dando 0.2 mm de holgura.

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Las aleaciones dentales son ampliamente utilizadas en rehabilitación bucal, donde por lo general están en contacto durante un largo tiempo con los tejidos bucales. Las aleaciones son una opción muy socorrida, dentro de los materiales dentales utilizados en las distintas especialidades odontológicas.

Toda aleación que se utilice en la cavidad bucal, específicamente en odontología, debe cubrir satisfactoriamente los parámetros en cuanto a:

- 1.- Propiedades físicas
- 2.- Propiedades químicas
- 3.- Propiedades biológicas

A lo largo de la historia de la odontología, el material líder en cuanto a estas propiedades es el oro. Desafortunadamente, el alto costo que este metal noble tiene, ha hecho que el cirujano dentista y las casas productoras de aleaciones para uso odontológico volteen la vista hacia un sustituto del oro que disminuya el costo de la restauración para el paciente.

En la actualidad el mercado mexicano ofrece diversas aleaciones a base de Ag-Sn a un costo muy bajo, lo que hace atractivo su uso. Se sabe que esta aleación es frecuentemente utilizada en el consultorio dental, como material de primera elección para elaborar diversas restauraciones, como incrustaciones, coronas totales y prótesis fijas.

Sin embargo, son pocos los estudios que existen en cuanto al comportamiento de esta aleación en el medio bucal. Existen dudas de si esta aleación constituye realmente una alternativa para su uso en lugar de las aleaciones hechas a base

de oro u otras como las de Ag-Pd. Aunado a esto existen una gran variedad de marcas de aleaciones de Ag-Sn, que pueden presentar diferencias entre ellas.

## JUSTIFICACIÓN

Es importante que el cirujano dentista al encontrarse en la necesidad de elegir entre una gran cantidad de aleaciones disponibles en el mercado, con diferente calidad y costo, considere principalmente la calidad para hacer su elección, a fin de evitar a toda costa, que el paciente presente algún problema en cuanto al tratamiento restaurador. Debido a su bajo costo muchos laboratorios dentales y cirujanos dentistas utilizan aleaciones a base de Ag-Sn, sin embargo, no se conocen las desventajas que pueda presentar en el medio bucal, por lo que es necesario realizar pruebas para determinar si funciona adecuadamente y si existe alguna variante entre las marcas que se encuentran en el mercado nacional.

El conocimiento de las limitantes de las aleaciones de Ag-Sn puede influir en el clínico para orientar su selección hacia otro tipo de materiales de mayor calidad que proporcionen al paciente un beneficio en términos de durabilidad, baja o nula pigmentación, sellado de márgenes apropiados, entre otras.

## **OBJETIVO GENERAL**

1. Comparar el grado de corrosión/pigmentación que puede existir en aleaciones coladas de Ag-Sn que son sometidas a pruebas de erosión ácida.

## **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

1. Determinar el grado de corrosión/pigmentación que presentan las aleaciones de Ag-Sn..
2. Comparar los valores obtenidos entre las diferentes marcas de Ag-Sn, así como comparar con un grupo control de Ag-Pd.
- 3 . Determinar si bajo condiciones controladas de pH, temperatura y flujo de ácido láctico la aleación de Ag-Sn es adecuada para usarse en el medio bucal.

## MATERIALES Y MÉTODO

### **Materiales**

Para la obtención de los especímenes vaciados:

1. Aleaciones a base de Ag- Sn de las siguientes marcas:
  - a) Etalloy. Etalbaker México . Lote 02/005 020508
  - b) Liga de Plata. Zeyco México. S/L.
  - c) Casting. Aleaciones Finas México. S/L
  - d) Zahn. México S/L.
2. Aleación para usarse como grupo control a base de Ag- Pd de la marca:
  - a) ZeycoCast. Zeyco México. S/L.
3. Un cubilete con peana para cada aleación
4. Cera tipo II azul (Kerr). Massachussets, USA. Lote
5. Cueles de cera
6. Revestimiento para aleación de bajo punto de fusión (Cristobalita). YesosEspecializados de México S.A. S.L.P., México.
7. Un crisol nuevo para cada aleación
8. Papel refractario
9. Molde para hacer muestra de compresión
10. Horno para desencerar. Caisa México. Mod. 438DL. Serie 8660812
11. Centrífuga. Kerr. Michigan, USA. Serie 66392.
12. Soplete (aire-gas). Hi-Heat Blowpipe. USA. Modelo D. Boquilla 1D
13. Diversas copas de hule (copa café y verde para baja velocidad).

Para realizar la erosión ácida:

1. Erosionador
2. Solución de ácido láctico a 20 milimoles.
3. Medidor de pH. Orión. Massachussets, USA. Modelo 520A Serie 002084. 1990.

## 2. Obtención de los especímenes metálicos.

Con ayuda del molde para hacer muestras de compresión y a base de cera azul, se produjeron los patrones de las muestras a erosionar, mismas que fueron revestidas a base de cristobalita y fueron vaciadas por el método de cera perdida y centrifuga convencionales.

Los especímenes ya vaciados y fuera del cubilete se procedió a pulirlos hasta dejarlos con acabado espejo, simulando una restauración metálica.

## 3. Calibración de la solución erosionadora.

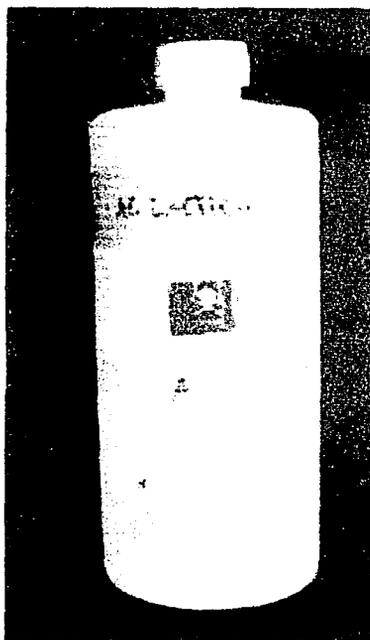
El mismo día que se inicia la erosión con ayuda del medidor de pH y tres soluciones buffer, se calibró el aparato, introduciendo los 3 valores de pH: ácido, neutro y básico.

Una vez realizado este importante paso, se calibró la solución de 20 mlmoles de de ácido láctico a un pH de  $2.7 \pm 0.02$ . Si la medición inicial resultará por arriba de este parámetro tendría que acidificarse con una solución 1M de ácido clorhídrico, pero si, por el contrario, la medición resultase ser ácida, se agregaría una solución 1M de hidróxido de Sodio, hasta conseguir el pH deseado.

4. Medidor de profundidad. Mitutoyo. Japón. Código 543-272BS. Modelo 1D-C1012EBS. Serie 00271. 2.5in x 8in
5. Tres buffers para calibrar el aparato medidor de pH. Microessential Laboratory. Brooklyn, NY. USA. 11210. Cole-Parmer. Instrument Company.
  - a. Buffer Neutro. pH7.00  $\pm$  0.02 – 25°C. Código 05977-14
  - b. Buffer Ácido. pH4.00  $\pm$  0.02 – 25°C. Código 05977-12
  - c. Buffer Básico. pH10.00  $\pm$  0.02 – 25°C. Código 05977-18

### Método

1. Preparación de la solución a 20 milimoles/litro de ácido láctico. Como lo marca la Norma No. 96 de la ADA para cementos dentales, se adicionaron 10.65 gramos de ácido láctico al 85%, en 5 litros de agua desionizada, y se dejó reposar la mezcla un mínimo de 18 horas.



Ácido Láctico al 85%

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

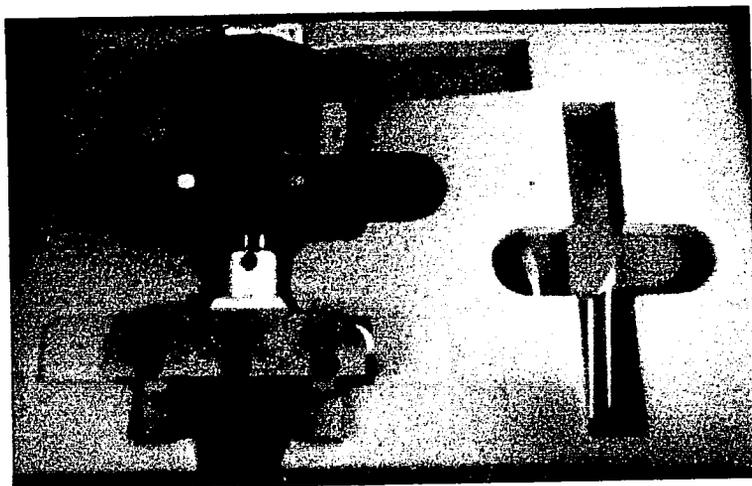


**Medidor de pH y 3 buffers**

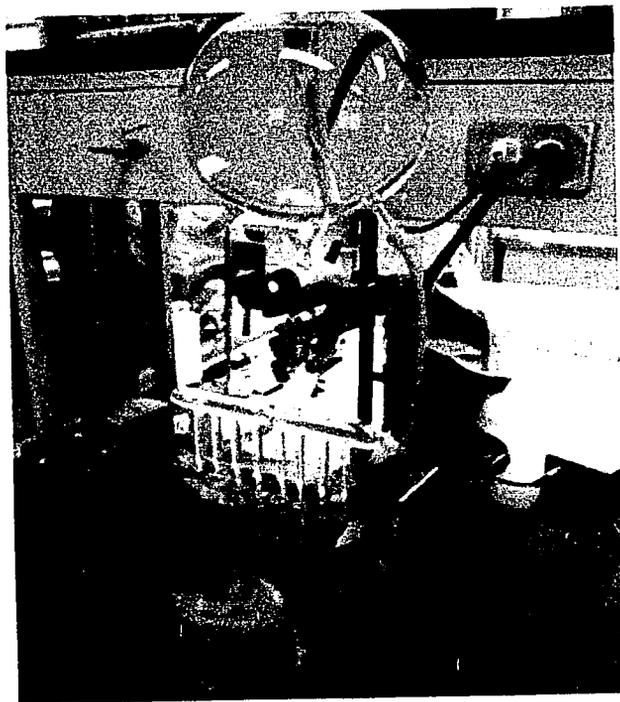
#### **4. Medición de las muestras metálicas.**

Con ayuda del medidor de profundidad Mitutoyo, se midió la profundidad de las muestras, una vez colocadas éstas en la platina de acero inoxidable, antes de iniciar el baño ácido, y se registraron los valores. Transcurridas las 24 hrs. necesarias para la realización de este estudio, nuevamente se realizaron las mediciones en las superficies expuestas al ácido para posteriormente comparar los resultados. Se siguió el mismo procedimiento en las 4 aleaciones restantes.

**TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN**



Medidor de profundidad Mitutoyo



Aparato erosionador

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

ESTA TESIS NO SALE  
DE LA BIBLIOTECA

Cabe resaltar que la metodología empleada se obtuvo de la Norma no. 96 de la ADA para cementos dentales.



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

Especímenes metálicos sobre la platina de acero inoxidable

##### 5. Evaluación de resultados.

Una vez obtenidos los valores antes y después de la erosión ácida se procedió a determinar la variación que sufrieron las superficies metálicas, resultados que serán descritos al final de este trabajo

Cabe resaltar que los resultados se obtuvieron, a partir de la fórmula

$$e = \frac{D_2 - D_1}{t}$$

Donde e= a la erosión en milímetros

D2= al promedio de la superficie después de la erosión.

D1= al promedio de la superficie antes de la erosión.

t= es el tiempo al cual estuvieron sometidas las muestras.

## RESULTADOS DE LAS PRUEBAS REALIZADAS EN LABORATORIO

Los resultados de las pruebas realizadas en el laboratorio con las distintas aleaciones a base de Ag-Sn presentes en el mercado mexicano, fueron plasmados en el siguiente cuadro y gráfica que se muestran a continuación:

### Zeico

	Muestra1	Muestra2	Muestra3	Muestra4	Promedio
D1	-0.458	-0.042	-0.268	-0.568	-0.334
D2	-0.318	-0.066	-0.146	-0.478	-0.252
Erosión	0.005833	-0.001	0.005083	0.00375	0.003417

### Etalloy

	Muestra1	Muestra2	Muestra3	Muestra4	Promedio
D1	-0.504	-0.332	-0.502	-0.542	-0.47
D2	-0.508	-0.36	-0.538	-0.508	-0.4785
Erosión	-0.00017	-0.00117	-0.0015	0.001417	-0.00035

### Casting

	Muestra1	Muestra2	Muestra3	Muestra4	Promedio
D1	-0.616	-0.25	-0.428	-0.556	-0.4625
D2	-0.6	-0.228	-0.408	-0.552	-0.447
Erosión	0.000667	0.000917	0.000833	0.000167	0.000646

### Zahn

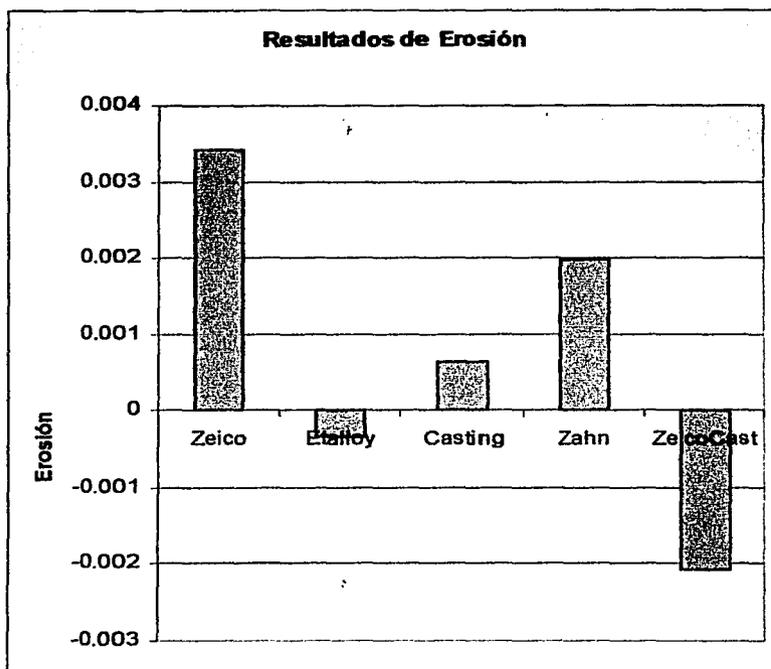
	Muestra1	Muestra2	Muestra3	Muestra4	Promedio
D1	-0.34	-0.2	-0.398	-0.64	-0.3945
D2	-0.334	-0.12	-0.32	-0.614	-0.347
Erosión	0.00025	0.003333	0.00325	0.001083	0.001979

### ZeicoCast

	Muestra1	Muestra2	Muestra3	Muestra4	Promedio
D1	-0.194	-0.194	-0.554	-0.582	-0.381
D2	-0.276	-0.276	-0.558	-0.614	-0.431
Erosión	-0.00342	-0.00342	-0.00017	-0.00133	-0.00208

TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

## Gráfica de erosión



TESIS CON  
FALLA DE ORIGEN

El objetivo principal de las pruebas de laboratorio fue evaluar el grado de erosión que presentaba la aleación al estar sometida 24 hrs. a un baño ácido, los resultados fueron los siguientes:

1. Las aleaciones Zeico, Zahn y Casting, en orden de intensidad, una vez transcurridas las 24 hrs. presentaban una superficie completamente pigmentada, por lo que lejos de resultar erosionadas, sufrieron un aumento de volumen que probablemente se traduce en un proceso de oxidación.

Las aleaciones ZeicoCast y Etalloy, después de ser sometidas a la prueba aún conservaron su acabado lustroso, esto es, aparentemente no sufrieron ningún proceso de oxidación como sucedió con las muestras anteriores. Los efectos de erosión que presentaron fueron aceptables como se describe en las conclusiones.

## Análisis de Varianza

Normality Test:  $P=0.509$

Equal variance test:  $P=0.129$

Group	N	Missing
Col 1	4	0 (Zeico)
Col 2	4	0 (Etalloy)
Col 3	4	0 (Casting)
Col 4	4	0 (Zahn)
Col 5	4	0 (Zeicocast)

Group	Mean	Std Dev	SEM
Col 1	0.00320	0.00304	0.00152
Col 2	-.000325	0.00129	0.000646
Col 3	0.000600	0.000356	0.000178
Col 4	0.00193	0.00156	0.000782
Col 5	-0.00205	0.00163	0.000817

Power of performed test with  $\alpha = 0.050$ : 0.802

Source of variation	DF	SS	MS	F	P
Between treatments	4	.0000655	0.0000164	5.070	0.009
Residual	15	0.0000484	0.00000323		

Total	19	0.000114			
-------	----	----------	--	--	--

The differences in the mean values among the treatments groups are greater than would be expected by chance; there is a statistical significant difference (P=0.009).

All pair Multiple Comparison Procedures (Tukey Test):

Comparison	Diff of means	p	q	P<0.05
Col 1 vs Col 5	0.00525	5	5.844	Yes
Col 1 vs Col 2	0.00352	5	3.924	No
Col 1 vs Col 3	0.00260	5	2.894	No
Col 1 vs Col 4	0.00127	5	1.419	No
Col 4 vs Col 5	0.00397	5	4.425	Yes
Col 4 vs Col 2	0.00225	5	2.505	No
Col 4 vs Col 3	0.00133	5	1.475	No
Col 3 vs Col 5	0.00265	5	2.950	No
Col 3 vs Col 2	0.000925	5	1.030	No
Col 2 vs Col 5	0.00172	5	1.920	No

## CONCLUSIONES

De la investigación bibliográfica realizada y de las pruebas de laboratorio llevadas a cabo para comprobar cual de las aleaciones analizadas presenta las mejores cualidades para su uso en el difícil medio bucal, se derivan las siguientes conclusiones que deben ser consideradas en la práctica odontológica por su implicación clínica:

1. Dejando afuera el Grupo Control Ag-Pd, representado por la marca Zeico Cast, resultó que de acuerdo al análisis estadístico no hay diferencia significativa dentro de las cuatro aleaciones a base de Ag-Sn utilizadas, aunque sí hubo una diferencia significativa si comparamos el grupo control a base a de Ag.Pd con Zeico y Zahn .
2. La aleación Casting presentó una probable oxidación de 0.000646, la aleación Zahn tuvo un valor de 0.001979 y la aleación Zeico tuvo un valor de 0.003417, siendo esta última por lo tanto la menos recomendable para su uso en una restauración dental, ya que por los valores tan altos de una probable oxidación su presencia en el medio bucal rápidamente produciría efectos de pigmentación no deseables.
3. Debido a que bajo ninguna circunstancia es deseable la oxidación en una restauración dental, una buena alternativa y a bajo costo sería la utilización de la marca Etalloy de Etal-Baker México, ya que es la que presentó características más deseables.

4. A pesar de que estadísticamente las diferencias son mínimas, la marca Etalloy de Etal-Baker México, debido a que sufrió un grado de erosión de 0.00035, se considera que está por encima de las otras muestras evaluadas, ya que después del baño ácido aún conservó su acabado lustroso al contrario de las otras muestras en las que se formó una película oscura.
  
5. Es necesario llevar a cabo otras pruebas que simulen las condiciones de la cavidad oral, o bien, realizar no solo estudios in vitro, sino in vivo, para determinar cual es el desempeño de la aleación de Ag – Sn. Y también se pueden realizar observaciones al microscopio y pruebas químicas sobre las pruebas obtenidas en este estudio para corroborar la presencia de óxidos.

## BIBLIOGRAFÍA

1. La Ciencia de los Materiales Dentales  
Ralph W. Phillips. Editorial Mc. Graw-Hill Interamericana  
10ª Ed. Págs. 327, 341,372. 1976
2. Materiales Dentales  
Ricardo Luis Macchi. Editorial Médica Panamericana  
3ª Ed. Págs: 277 a 281,284 y 286.
3. Evaluation of silver-tin-copper compositions as dental casting alloys.  
Journal of Dental Research. 1975  
Moser, J.B., Marshal. AADR Abstract No. 462
4. Development of silver-base alloy for crown and bridge prostheses.  
Journal of Material Science: Materials in Medicine. 1995  
Patro,T.K. Homagain, S. Singh, B.P.
5. Properties of Cu<sub>2</sub> Ag<sub>3</sub> as a Non-Precious Casting Alloy  
W. Ledoux, S. Rasmussen, and M.S. Rodríguez  
LSU School of Dentistry, New Orleans.
6. Evaluation of Silver- Tin- Copper Compositions as Dental Casting Alloys  
J. B. Moser, G. W. Marshall, B. Marker, and E. H. Greener.

Northwestern University, Chicago, I. 1975

7. Materiales Dentales

Robert G. Craig, William J. O'Brien  
Editorial Interamericana. 3ª. Edición. 1990.

8. Tarnish and Corrosion of a Comercial Dental Ag-Pd-Cu-Au Casting Alloy

L. Niemi and R.I. Holland Journal Dental Research,  
Scandinavian Institute of Dental Materials, Norway. July, 1984

9. ANSI/ADA Specification No. 96 1994 for Dental Water-Based Cements.

