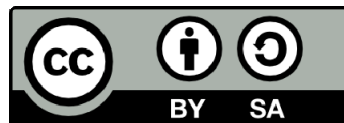




UNIVERSITAT DE
BARCELONA

**Abrasi3n de los metales utilizados
en pr3tesis dental como consecuencia del cepillado
dental. Estudio experimental**

Llu3s Nogu3s Pujol



Aquesta tesi doctoral est3 subjecta a la llic3ncia **Reconeixement- Compartitqual 4.0. Espanya de Creative Commons.**

Esta tesis doctoral est3 sujeta a la licencia **Reconocimiento - Compartitqual 4.0. Espa3a de Creative Commons.**

This doctoral thesis is licensed under the **Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0. Spain License.**

Abrasi3n de los metales utilizados en pr3tesis dental como consecuencia del cepillado dental.

Estudio Experimental.

Llu3s Nogu3s Pujol

Facultat d'Odontologia. Universitat de Barcelona

TD 171

BIBLIOTECA DE LA UNIVERSITAT DE BARCELONA



0700869037

028 64034

UNIVERSITAT DE BARCELONA

Centre de Recerca i la Investigaci3

Biblioteca de la Facultat d'Odontologia

UNIVERSITAT DE BARCELONA
FACULTAT D'ODONTOLOGIA

**Abrasi3n de los metales utilizados en
pr3tesis dental como consecuencia del
cepillado dental.**

Estudio Experimental.

Tesis presentada para optar al grado de doctor en Odontolog3a por

LLU3S NOGU3S PUJOL, licenciado en Odontolog3a

Directores: Dr. Jordi Mart3nez i Gomis

Prof. Dr. Francesc Xavier Gil Mur

Programa de Doctorado: T3cniques Cl3niques en Odontoestomatologia

Departament d'Odontoestomatologia

Bienni 2000-2002

Tutor: Prof. Dr. Eduardo Chimenos K3stner

AGRADECIMIENTOS

La elaboración de esta tesis doctoral no habría sido posible sin la ayuda de numerosas personas. Es por ello que quiero agradecerles a todos su colaboración desinteresada:

En primer lugar al Dr. Jordi Martínez Gomis, director de esta tesis que sin su apoyo, conocimientos, paciencia, asesoramiento y tutoría no hubiera sido posible su realización.

Al profesor Dr. Francesc Xavier Gil Mur, como co-director por sus ánimos, espíritu de trabajo y buen humor. Sus conocimientos y su colaboración ha hecho posible la consecución de los experimentos necesarios para este trabajo.

A los profesores Dr. Joan Salsench Cabré y Maria Peraire Ardèvol por su empeño en que esta tesis fuera un proyecto realizable y por la obtención de los medios que han sido necesarios para su elaboración.

Al equipo de investigación de la Universitat Politècnica de Catalunya por su colaboración en la realización técnica del estudio.

A todos mis compañeros de la Facultat d'Odontologia de la Universitat de Barcelona por sus consejos y ánimos, muy especialmente a Claudia Molina Gil, compañera de estudios y de trabajo y amiga.

A mis padres Josep y Josefina que, con su esfuerzo, me dieron la posibilidad de formarme y me educaron en los valores del trabajo y esfuerzo.

Especialmente a mi amada esposa, Quety, por su paciencia, comprensión, apoyo y generosidad mostrada a lo largo de nuestros años de convivencia. Sin ella y sin su

respaldo todo el trabajo hubiera sido imposible.

Y a mis hijos, Arnau y Laura, por permitir robarles horas de dedicación y por mostrar su cariño y comprensión en mi empeño.

ÍNDICE

| | |
|---|----|
| 1. INTRODUCCIÓN | 9 |
| 1.1. Metales utilizados en odontología | 11 |
| 1.1.1. Antecedentes | 11 |
| 1.1.2. Definición de los metales | 14 |
| 1.1.3. Estructura de los Metales | 16 |
| 1.1.3.1. Estructuras Cristalinas | 17 |
| 1.1.3.2. Polimorfismo | 18 |
| 1.1.3.3. Sistemas cristalinos | 19 |
| 1.1.3.4. Monocristales y Materiales policristalinos | 19 |
| 1.1.4. Aleaciones de uso dental | 20 |
| 1.1.4.1. Tipos de metales | 20 |
| 1.1.4.2. Tipos de aleaciones | 21 |
| 1.1.5. Propiedades de los Metales y Aleaciones usadas en odontología | 31 |
| 1.1.5.1. Propiedades químicas: corrosión | 31 |
| 1.1.5.2. Propiedades mecánicas: dureza, elasticidad, ductilidad, maleabilidad y desgaste | 41 |
| 1.1.5.3. Biomateriales: Citotoxicidad | 49 |
| 1.2. Cepillado Dental | 53 |
| 1.2.1. Historia del Cepillado Dental | 53 |
| 1.2.2. Métodos de Cepillado Dental | 55 |
| 1.2.3. Frecuencia del Cepillado Dental | 56 |
| 1.2.4. Tipos de Cepillos Dentales | 56 |
| 1.3. Pastas Dentífricas | 58 |
| 1.3.1 Definición | 58 |
| 1.3.2 Historia y Función de los Dentífricos | 59 |
| 1.3.3 Composición de los Dentífricos | 60 |
| 1.3.4 Abrasividad de los Dentífricos | 60 |
| 1.3.5 Requisitos de la norma ISO 11609:1995 | 63 |
| 2. JUSTIFICACIÓN, OBJETIVOS E HIPÓTESIS | 65 |
| 2.1. Justificación del Estudio | 67 |
| 2.2. Objetivos del Estudio | 69 |
| 2.3. Hipótesis de Trabajo | 70 |
| 3. MATERIAL Y MÉTODOS | 73 |
| 3.1. Materiales Estudiados | 75 |
| 3.1.1. Descripción de las muestras | 75 |
| 3.1.2. Obtención de las muestras | 76 |
| 3.1.2.1. Muestras metálicas | 76 |
| 3.1.2.2. Muestras cerámicas | 86 |
| 3.2. Distribución de las muestras | 89 |

| | |
|--|------------|
| 3.2.1. Grupos de estudio..... | 89 |
| 3.2.2. Dentífricos utilizados..... | 91 |
| 3.3. Metodología Experimental..... | 94 |
| 3.4. Mediciones de los parámetros..... | 102 |
| 3.4.1. Determinación de la pérdida de masa (peso) | 102 |
| 3.4.2. Determinación de la rugosidad | 104 |
| 3.4.3. Mediciones de microdureza | 105 |
| 3.4.4. Observación de la microestructura..... | 107 |
| 3.4.4.1. Observación de la microestructura de las muestras ... | 107 |
| 3.4.4.2. Observación de la microestructura de los dentífricos. | 109 |
| 3.5. Método estadístico..... | 110 |
| 4. RESULTADOS..... | 111 |
| 4.1. Pérdida de masa y de volumen..... | 113 |
| 4.1.1. Materiales estudiados | 113 |
| 4.1.2. Pastas Dentales | 119 |
| 4.1.3. Efecto combinado de la pasta y el material | 125 |
| 4.2. Rugosidad | 128 |
| 4.3. Dureza Vicker's..... | 130 |
| 4.4. Microestructura de los materiales | 131 |
| 4.5. Microestructura de los dentífricos | 133 |
| 5. DISCUSIÓN | 137 |
| 6. CONCLUSIONES | 145 |
| 7. BIBLIOGRAFÍA..... | 149 |

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Metales utilizados en odontología

1.1.1. Antecedentes

La historia de la odontología está íntimamente ligada a la historia de la medicina desde los orígenes de ésta hasta el siglo XVIII (Durante Avellanal, 1982).

En la América precolombina los mayas (2500 a.C. – 900 d.C.) a pesar de ser un pueblo básicamente de la edad de piedra, ya que sus herramientas eran de pedernal y sus armas de madera afilada con obsidiana aguzada, fueron consumados fundidores y herreros de oro, plata y en menor medida de bronce. Sin embargo a pesar de destacar en los trabajos sobre piedra y metal, no llegaron a practicar verdaderamente una odontología correctora o restauradora para el mantenimiento de la salud oral. Aunque sí realizaban incrustaciones de piedras preciosas y metálicas en piezas anteriores (Ginesta, 1986; Ring, 1995).

En las piezas mesopotámicas arqueológicas no se han encontrado muestras de trepanaciones ni mutilaciones dentales. Sin embargo se han hallado gran cantidad de instrumentos como lancetas, raspadores, etc... que podrían haber sido utilizados en una práctica odontológica. También se habla de la existencia de los "*gallubu*", barberos que tradicionalmente realizaban operaciones de cirugía menor.

En el antiguo Egipto dos hallazgos curiosos han originado gran cantidad de argumentos entre los historiadores de la odontología y se empieza a especular sobre los primeros trabajos en prostodoncia fija datados entre el 3000 y 2500 a.C.

En el año 2600 a.C. hallamos el primer trabajo de prostodoncia fija y se atribuye a Imhotep, conocido como el padre de la medicina egipcia, un trabajo consistente en

dos molares ligados con alambre de oro. Aunque es probable que este trabajo fuera realizado post-mortem, se considera el primer trabajo protésico fijo (Ginesta, 1986).

Otro hallazgo es un par de muelas unidas con alambre de oro, del año 2500 a.C. Se considera que la atadura fue hecha durante la vida del paciente para fortalecer una muela debilitada en el periodonto, uniéndola a otra más fuerte.

Otras evidencias concretas acerca de la sustitución de dientes mediante la ligadura con alambre de oro y bandas para el tratamiento periodontal se datan de los años 600 a los 400 a.C. por parte de los SÍrios. Estas técnicas fueron descubiertas por los Fenicios, grandes navegantes, los cuales las difundieron a Etruscos, Romanos e Israelitas hasta la era cristiana.

No se hallan referencias de trabajos de ésta índole hasta la Edad Media, donde en Francia a finales del 1300 se utilizaban dientes de vacunos para confeccionar prótesis dentales como sustitución en humanos; y a finales del siglo XVII se empezó a usar el marfil.

Este tipo de odontología fue progresando hasta que en el siglo XIX aparecieron los precursores de esta profesión, Pierre Fauchard y Claude Mouton en Francia y John Greenwood en América, dejando atrás los trabajos de reconstrucción elementales para desarrollar técnicas y con ellas la concepción de la profesión tal y como se conoce hoy en día.

El primer libro publicado especializado en prótesis vendrá de la mano de Mouton, en el que describe con todo detalle la confección de una corona de oro; aunque la primera corona de oro de la que se hay conocimiento data de 1592 y tuvo lugar en Italia (Black, 1988). Dicha corona se halló en un molar en un niño y los estudiosos del momento teorizaron diversas hipótesis acerca de la aparición de la misma; se pensó en la presencia de oro en el agua que el niño había consumido, al castigo divino a los pecados de su madre o a la obra del demonio. Después de años de discusión sobre su origen se llegó a la conclusión más científica y aceptable, se

descubrió que había sido realizada y colocada por un habilidoso herrero de la época (Fraker *et al.*, 1983; Pourbaix, 1984a; Lucas *et al.*, 1992).

Estos son los inicios del uso de materiales diversos para la sustitución de la forma o la función de sustancias dentales perdidas. Nos encontrábamos en el inicio de los biomateriales aplicados en la cavidad oral. Así pues, hasta el siglo XVIII los materiales metálicos utilizados en aplicaciones médicas eran fundamentalmente el oro y la plata, posteriormente empezaron a utilizarse los aceros y, ya en este siglo, aparecieron los aceros inoxidable y las aleaciones de cromo-cobalto-molibdeno, siendo la década de los cuarenta, cuando se introdujo el titanio y sus aleaciones en el campo de la medicina (Meyer *et al.*, 1975; Nielsen, 1987; Van Noort, 1987; Geis-Gerstorfer *et al.*, 1994).

Existen diversas definiciones acerca de lo que son los biomateriales, una de ellas es la que los define como aquellos materiales naturales o fabricados por el hombre que se usan para sustituir en sus funciones a los tejidos vivos. Estos materiales son capaces de funcionar en contacto íntimo con los tejidos vivos adyacentes, con unas mínimas reacciones adversas o de rechazo.

En la actualidad, los materiales que usamos para la fabricación de nuestras prótesis fijas, son considerados como biomateriales, ya que debido al estudio exhaustivo de su composición por parte de los fabricantes, se han conseguido unas características físicas y químicas totalmente aceptables para su uso en el ser humano.

Los materiales para prótesis dental, una vez elaborados en las fábricas de origen deben pasar unos procesos de modificación por parte de los técnicos dentales y los odontólogos para poder ser insertados en la boca de nuestros pacientes. En la secuencia de éstas modificaciones no se deben alterar las propiedades de dichos materiales ya que podrían convertirse en potencialmente nocivos. Durante la elaboración de las prótesis fijas, estos materiales pueden sufrir modificaciones como hemos comentado que podrían alterar sus propiedades tanto físicas como químicas. Los fabricantes de las aleaciones que usamos indican cuales son las temperaturas de

colado a las que deben y pueden ser sometidos sus productos para que el resultado final tenga unas propiedades físicas y químicas adecuadas a su uso en odontología.

Aún en el caso de seguir todas y cada una de las especificaciones técnicas recomendadas por el fabricante para la confección y manipulación de éstos biomateriales, una vez elaboradas las prótesis, éstas deben asentarse en boca de los pacientes para los cuales se han diseñado y pueden permanecer ejerciendo su función a lo largo de varios años. Es, en este momento, donde éstos materiales deben permanecer manteniendo sus propiedades y resistir las diferentes agresiones a los que pueden ser sometidos y en las que intervienen una multiplicidad de factores: la masticación de las partículas duras de los propios alimentos, los movimientos realizados en la masticación, la acidez del medio bucal, los cambios térmicos de los alimentos y la acción del cepillo dental y de la correspondiente pasta dental, algunas de ellas con elementos de variable potencial de abrasión en su composición.

La acción de alguna de éstas pastas dentales podrían afectar a estos biomateriales mediante la acción de un desgaste, que tiene mucho a ver con la salud humana ya que la presencia en el cuerpo de ciertos iones nocivos para el organismo (en general iones metálicos) se asocia en parte al desprendimiento de micropartículas provenientes de partes metálicas de la dentadura.

1.1.2. Definición de los metales

Existe una estrecha relación entre la estructura y las propiedades de un material. La *Ciencia de los materiales* investiga esta relación, mientras que la *Ingeniería de los materiales* diseña o proyecta la estructura de un material para conseguir un conjunto predeterminado de propiedades (Callister, 1986). La *Metalurgia* se define como el arte y la ciencia que estudia la preparación y aplicación de los materiales metálicos en concreto, siendo la *Metalurgia física* la que describe, a través de las pruebas de ensayo, la estructura (metalografía) y propiedades de los materiales metálicos y su

manipulación para variar dichas propiedades. La metalografía permitirá correlacionar además la estructura observada con las propiedades físicas y mecánicas (Mallat *et al.*, 1995).

La definición de metal es una sustancia química lustrosa opaca que es buen conductor del calor y la electricidad y que cuando está pulido es un buen deflector de la luz. A excepción del mercurio, suelen ser duros; así todos los metales y aleaciones usadas en odontología son sólidos cristalinos. El hidrógeno, metal muy reactivo es, por supuesto, un gas a temperatura ambiente. Si dicha temperatura fuera de 982°C, muchos metales ordinarios serían líquido y otros gases.

Todos los elementos metálicos presentan una característica común: ceden con facilidad los electrones más externos situados alrededor del átomo neutro. Esta facilidad de ceder electrones con valencia es lo que les permite su maleabilidad y lustre; por este motivo los metales sólidos son más dúctiles y maleables que los no metales, a la vez que también son más resistentes y densos que otros elementos químicos (Philips, 1993).

De los 103 elementos agrupados hoy en día en la tabla periódica de los elementos, unos 80 pueden clasificarse como metales. Es de interés científico que tales elementos metálicos se agrupen por sí mismos en diversos tipos (por ejemplo: ligeros, dúctiles, con punto de fusión alto, nobles). Esto muestra que las propiedades de los metales se relacionan de manera muy estrecha con la configuración de sus valencias electrónicas.

El uso de los elementos metálicos puros es muy limitado; la mayoría de los metales puros tienden a ser blandos; algunos como el hierro se corroen rápido. En consecuencia, con el fin de optimizar las propiedades, casi todos los metales usados en odontología, a menudo incluyen mezclas de dos elementos metálicos o más, o en algunos casos de un metal y un no metal. Si bien es posible crear tales combinaciones de diferentes maneras, por lo general se elaboran mediante la fusión de los elementos. La mezcla sólida de dos metales o más recibe el nombre de

aleación (Philips, 1993). Las mezclas de dos metales se denominan aleaciones binarias, las de tres metales aleaciones ternarias, y así sucesivamente (McCabe, 1990). Con excepción del oro puro laminado, el titanio puro comercial y las puntas de plata para endodoncia, la mayor parte de los metales usados para restauraciones, para estructuras de prótesis parciales y para alambre de ortodoncia, son aleaciones.

La palabra "metal" se emplea indistintamente para denominar "aleaciones" y "metales puros". Si alguna vez se hablara de un concepto sólo aplicable a las aleaciones o a los metales puros, y no a los dos a la vez, debería aclararse.

1.1.3. Estructura de los Metales

Algunas de las propiedades más importantes de los materiales sólidos dependen de la disposición geométrica de los átomos y de las interacciones que existen entre los átomos y las moléculas constituyentes. Así pues la estructura de un material se relaciona con la disposición de sus componentes internos. Los dominios estructurales o niveles son:

1º Estructura subatómica. Viene representada por los electrones y las interacciones con el núcleo del átomo.

2º Estructura atómica y molecular

3º Nivel microscópico. Los grupos de átomos están enlazados entre sí y se observa utilizando algún tipo de microscopio.

4º Nivel macroscópico. Los elementos estructurales son susceptibles de apreciarse a simple vista.

Los metales y aleaciones presentan *enlace metálico*. Los materiales metálicos poseen uno, dos o, como máximo, tres electrones de valencia. Para explicar dicho enlace, se ha propuesto un modelo en el que estos electrones de valencia son más o menos

libres de circular a través de todo el metal, no perteneciendo a ningún átomo en particular y formando un "mar de electrones" o "nube de electrones".

El núcleo y los electrones que no son de valencia forman cationes. Los electrones libres contrarrestan las fuerzas repulsivas generadas entre cationes, actuando como elementos de unión de éstos. El enlace metálico tiene, en consecuencia, carácter no direccional, y puede ser fuerte o débil. Generalmente, la unión metálica suele ser fuerte, de manera que suelen requerirse temperaturas elevadas para fundir los metales. Debido a estos electrones libres, los materiales metálicos son buenos conductores de la electricidad y del calor (Callister, 1986; Combe, 1990; Mallat *et al.*, 1995).

1.1.3.1. Estructuras Cristalinas

En un nivel estructural superior, los átomos de los metales –al igual que muchas cerámicas y ciertos polímeros– adoptan una disposición en estado sólido en forma de estructuras cristalinas. Los átomos se ordenan de forma simétrica y regular, existiendo un límite hasta el cual dichos átomos pueden aproximarse entre sí, debido a la repulsión motriz existente entre los núcleos de carga positiva. Se trata de una configuración de energía mínima en la que se requiere una energía externa para conseguir separar o acercar los átomos, de manera que la energía interna de la sustancia aumenta si se altera la ubicación de los átomos a través de algún tratamiento.

Al describir la estructura *cristalina*, conviene dividirla en *pequeñas entidades que se repiten denominadas celdillas unidad*, que suelen ser paralelepípedos o prismas con tres conjuntos de caras paralelas.

La celdilla unidad constituye la unidad estructural fundamental y define la estructura cristalina mediante su geometría y por la posición de los átomos dentro de ella.

Las estructuras cristalinas más frecuentes en los metales en función de los planos y direcciones cristalográficas son:

1. Estructura cristalina centrada en las caras (FCC)

La celdilla unidad es de geometría cúbica, con los átomos localizados en los vértices del cubo y en los centros de todas las caras del cubo. Cristalizan así el Cobre, el Aluminio, el Oro, la Plata y el Níquel.

2. Estructura cristalina centrada en el cuerpo (BCC)

La celdilla unidad es cúbica y tiene los átomos localizados en los ocho vértices y un átomo en el centro.

3. Estructura cristalina hexagonal compacta (HC)

La celdilla unidad posee dos bases, una superior y otra inferior, que consisten en hexágonos regulares con sus átomos en los vértices y uno en el centro. Otro plano situado entre ambos planos provee a la celdilla unidad de tres átomos adicionales (Callister, 1986; Combe, 1990; Mallat *et al.*, 1995).

1.1.3.2. Polimorfismo

Algunos metales (y también no metales) pueden tener más de una estructura cristalina, fenómeno que se conoce con el nombre de *polimorfismo*, o bien *alotropía* si se trata de un sólido elemental.

La existencia de una estructura cristalina depende de la presión y de la temperatura exterior. El Titanio, por ejemplo, presenta una estructura hexagonal a temperatura ambiente, pero al calentarlo por encima de 882,5°C experimenta un cambio alotrópico pasando a tener una estructura cúbica.

La transformación polimórfica se acompaña a menudo de modificaciones de la densidad y de otras propiedades físicas (Callister, 1986; Combe, 1990).

1.1.3.3. Sistemas cristalinos

De hecho, la geometría de la celdilla unidad se define en función de seis parámetros, denominados *parámetros de red*: la longitud de tres aristas (a, b, c) y los tres ángulos interaxiales (α, β, γ).

Existen siete diferentes combinaciones de a, b, c y α, β, γ , representando siete sistemas cristalinos que son: cúbico, tetragonal, hexagonal, ortorrómbico, romboédrico, monoclinico y triclinico.

Por tanto, para las estructuras de los cristales metálicos se deduce que las estructuras FCC y BCC pertenecen al sistema cúbico y la HC al sistema hexagonal. La mayoría de metales empleados en odontología pertenecen al sistema cúbico (Callister, 1986).

1.1.3.4. Monocristales y Materiales policristalinos

Cuando la disposición atómica de un sólido cristalino es perfecta, sin interrupciones, a lo largo de toda la muestra, el resultado es un *monocristal*. Sin embargo, la mayoría de sólidos cristalinos son un conjunto de muchos cristales pequeños o *granos*, tratándose entonces de materiales policristalinos.

La cristalización de un metal o aleación (al producirse enfriamiento) se inicia a partir de unas zonas denominadas núcleos, creciendo los cristales en formas reticulares tridimensionalmente alrededor de ellos a modo de dentritas. Cada cristal se denomina grano, definiéndose el *límite de grano* como el área entre dos granos en contacto. Los metales presentan una estructura en grano equiaxial (Callister, 1986).

El tamaño de grano puede ser regulado a través de distintos procedimientos. Por ejemplo es posible obtener una estructura granular fina mediante el enfriamiento rápido de un metal o aleación fundidos. Este proceso, a menudo denominado *templado*, asegura que se formen muchos núcleos de cristalización, dando lugar a un elevado número de granos relativamente pequeños. Los metales con estructura de grano más fino suelen ser más duros y tienen valores mayores de límite elástico que los que tiene una estructura granular mayor. Un enfriamiento lento produce la formación de pocos núcleos que dan lugar a granos de tamaño mayor. Por tanto, puede observarse que las propiedades de un material pueden ser controlables hasta cierto punto con si se controla el tamaño de grano (McCabe, 1990).

1.1.4. Aleaciones de uso dental

1.1.4.1. Tipos de metales

a/ Metales nobles

El término "noble" hace referencia a aquellos metales que presentan una marcada resistencia a la corrosión. El metal noble por tradición ha sido el elemento básico para las incrustaciones, coronas y puentes, en virtud de su resistencia a la corrosión en la cavidad bucal. La tabla periódica de los elementos muestra ocho metales nobles: oro, platino, metales del grupo platino (paladio, rodio, rutenio, iridio, osmio) y plata. Sin embargo, en la cavidad bucal la plata es reactiva y por ello no se considera metal noble (Morris *et al.*, 1992; Philips, 1993).

b/ Metales no nobles

También denominados metales base. Estos metales son los que reaccionan químicamente con el medio bucal (Morris *et al.*, 1992).

c/ Metales seminobles

No hay ninguna clasificación aceptada que defina este concepto, por ello se excluye este término (Morris *et al.*, 1992). Sin embargo en la literatura científica es frecuente encontrar el término "seminoble" para mencionar aquellas aleaciones que contienen metales nobles en baja proporción mezclados con metales no nobles.

d/ Metales preciosos

Mientras el término noble identifica a los elementos en función de su estabilidad química, la designación "precioso" indica si el metal tiene un valor intrínseco. Los ocho elementos nobles que anteriormente hemos citado, también son metales preciosos. Cabe aclarar que el término precioso se considera definitivo y oficial en estos ocho metales. Así todos los metales nobles son preciosos, pero no todos los metales preciosos son nobles (Morris *et al.*, 1992; Philips, 1993).

De estos ocho metales, cuatro son de importancia principal actualmente en aleaciones para vaciado dental: oro, plata, platino y paladio. Todos ellos tienen una estructura cúbica cristalina centrada en las caras. Son de color blanco, excepto el oro, que es de un color amarillo característico denominado "amarillo oro" (Philips, 1993).

1.1.4.2. Tipos de aleaciones

El odontólogo y el técnico dental deben conocer ciertas propiedades físicas y químicas de las distintas aleaciones que se utilizan en prótesis dental; dichas propiedades dependen de la composición de dichas aleaciones.

a/ Aleaciones de metales nobles

a.1/ Aleaciones de oro

El oro puro es demasiado blando para mantener su forma bajo las fuerzas de masticación que ocurren en la boca. Su resistencia y dureza pueden mejorar en gran medida por trabajo en frío o aleación colada (McCabe, 1990).

Los metales de aleación utilizados con el oro tienen efectos concretos sobre las restauraciones coladas; además, la cantidad de cada componente en la aleación final es un factor importante de su comportamiento físico y químico.

En 1927, el National Bureau of Standards (y también el American Dental Association Council) estableció las aleaciones de oro colado de tipo I a tipo IV, según su función dental, con un aumento de dureza progresivo (Tabla 1.3) (Rhoads *et al.*, 1988; Philips, 1993).

Tabla 1.1. Clasificación de las aleaciones de oro para colado dental: límites de porcentaje de los componentes (Rhoads et al., 1988; McCabe, 1990; Philips, 1993)

| Tipo | % Au | % Ag | % Cu | % Pd | % Pt | % Zn | Dureza Vickers |
|----------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-----------------------|
| Tipo I (Blando) | 79-92.5 | 3-12 | 2-4.5 | 0-0.5 | 0-0.5 | 0-1 | 50 |
| Tipo II (Medio) | 75-78 | 12-14.5 | 7-10 | 1-4 | 0-1 | 0.5-1 | 90 |
| Tipo III (Duro) | 62-78 | 8-26 | 8-11 | 2-4 | 0-3 | 1 | 120 |
| Tipo IV (Extraduro) | 60-71.5 | 4.5-20 | 11-16 | 0-5 | 0-3.5 | 1-2 | 150 |

A parte de los metales representados en la tabla (tabla 1.1.) también se encuentran en la composición de las aleaciones de oro, metales como el indio, el iridio, el renio y el germanio en la aleaciones destinadas para metal o metal-resina, y el rodio, el

indio, el estaño, el hierro, el iridio y el renio en las aleaciones para metal-porcelana (Sturdevant *et al.*, 1987).

El aumento de la dureza se observa cuando se reduce la nobleza, se debe principalmente al efecto de endurecimiento de los metales de la aleación, dado que todos forman aleaciones sólidas con el oro (McCabe, 1990).

El oro proporciona a estas aleaciones la elevada resistencia a la corrosión, buena colabilidad, buena ductilidad y el distintivo color amarillo; también proporciona una resistencia a la decoloración, debe existir un 75% del peso en oro para que sea eficaz frente a la decoloración en la cavidad bucal (Morris *et al.*, 1992).

La presencia de paladio y platino, más significativa en las aleaciones de tipo III y IV, no sólo producen un notable endurecimiento de la aleación, sino que también induce a un aumento de la nucleación. Todo ello hace que favorezca el endurecimiento de la aleación, como hemos mencionado, pero también aumenta su temperatura de colado (por ello rara vez se utiliza el platino en cantidades superiores al 3-4%) y su resistencia a la corrosión y a la decoloración. El paladio ejerce un profundo efecto sobre el color de la aleación, y se utiliza en lugar del platino por su coste y su capacidad de aportar propiedades físicas similares que el platino (Lucas *et al.*, 1992; Morris *et al.*, 1992).

El cobre es uno de los metales más importantes en las aleaciones dentales de oro, aumenta la resistencia y la dureza. El cobre hace también que la aleación pueda tratarse eficazmente por el calor, pero reduce la resistencia a la decoloración y a la corrosión, y se utiliza, por tanto, en cantidades de hasta un 16%. Un exceso de cobre enrojecerá la aleación, reduce el punto de fusión, reduce la densidad de la aleación y aumenta su ductilidad.

El cinc es el metal químicamente más reactivo de los utilizados y se oxida de preferencia a las elevadas temperaturas de colado. Esta capa de oxidación es fácilmente eliminable una vez el colado está finalizado, por lo que se utiliza para reducir la oxidación en el proceso del colado. Así pues aumenta la facilidad de colado

y forma compuestos intermetálicos que endurecen la aleación (Lucas *et al.*, 1992; Morris *et al.*, 1992).

La plata reduce la densidad, blanquea la aleación y contrarresta el color rojo del cobre. Tiene pocos efectos sobre la resistencia de las aleaciones dentales, aunque aumenta algo la ductilidad cuando se utiliza junto con el paladio. La plata fundida puede disolver gases como el oxígeno, lo que conduce a un colado con porosidades y posterior tinción de la cerámica, pudiendo colorearla.

Se añade indio en pequeñas cantidades para reducir el tamaño del grano y aumentar la fluidez durante el procedimiento de colado, también actúa como agente de unión en las aleaciones de metal-cerámica. El iridio también ayuda a afinar la estructura cristalina, es decir disminuye el tamaño de los granos y por tanto aumenta sus propiedades mecánicas.

El hierro mejora estas propiedades mecánicas. El estaño actúa como elemento amalgamante en las aleaciones para metal-cerámica y como agente endurecedor en las aleaciones de oro-paladio (McCabe, 1990; Lucas *et al.*, 1992; Morris *et al.*, 1992).

Tabla 1.2. Propiedades comparativas de las aleaciones de oro (McCabe, 1990)

| Tipo | Dureza | Ductilidad | Resistencia a la corrosión |
|-------------|---------------|-------------------|-----------------------------------|
| I | ↓ | ↓ | ↓ |
| II | ↓ | ↓ | ↓ |
| III | Aumenta | Disminuye | Disminuye |
| IV | ↓ | ↓ | ↓ |

La tabla 1.2 muestra un esquema de las propiedades comparadas de los cuatro tipos de aleaciones de oro para colado. La observación secuencial desde la I a la IV

muestra un aumento de dureza y un decrecimiento de la ductilidad y la resistencia a la corrosión, aunque todas estas aleaciones pueden considerarse correctas desde el punto de vista de resistencia a la corrosión.

Tipo I: Se utiliza para incrustaciones pequeñas, bien soportadas por la estructura dental y que no están obligadas a resistir grandes fuerzas de masticación. Los elevados valores de ductilidad de estas aleaciones permiten su bruñido, un proceso que mejora el ajuste marginal de la restauración. Se pulen con facilidad y se someten a cargas muy ligeras (McCabe, 1990; Philips, 1993).

Tipo II: Las incrustaciones se sujetan a presiones moderadas; coronas tres cuartos, pilares, púnticos y coronas totales. Tienen propiedades mecánicas superiores a las de tipo I, a expensas de una ligera reducción de la ductilidad. Las aleaciones tipo I y II se denominan "oros para incrustación" (McCabe, 1990; Philips, 1993).

Tipo III: Este tipo de aleaciones se utilizan cuando existe menos soporte de sustancia dental y cuando se espera una tensión relativamente alta. Se confeccionan pequeñas coronas tres cuartos, refuerzos de vaciado, pilares, púnticos, coronas totales, bases para prótesis y prótesis parcial fija de brechas cortas (McCabe, 1990; Philips, 1993).

Tipo IV: Son muy duras, se utilizan para realizar incrustaciones sujetas a cargas muy pesadas, barras y ganchos para base de dentadura, para prótesis parciales, y fijas con brechas largas. Con frecuencia se hacen coronas totales con este tipo de aleación (Philips, 1993).

a.2/ Aleaciones de bajo contenido en oro

a.2.1/ Aleaciones de Oro-Platino-Plata

Estas aleaciones a base de oro contienen entre el 39 y el 77% de oro, más de 35% de paladio y niveles de plata hasta 22% (Philips, 1993).

a.2.2/ Aleaciones de Oro-Paladio

El contenido en oro de estas aleaciones oscila entre el 44 a 55%; el paladio, de 35 a 45%. Este alto contenido en paladio les otorga un característico color blanquecino. Las propiedades de estas aleaciones varían de un producto a otro, pero a grandes rasgos son similares a las aleaciones de oro para colado de tipo III y IV, pero la ductilidad de estas tiende a ser significativamente menor que la de las aleaciones convencionales de oro (Philips, 1993).

a.2.3/ Aleaciones de Paladio-Plata

Estas aleaciones contienen poco o nada de oro. Por lo general, contienen un mínimo del 25% de paladio junto con pequeñas cantidades de cobre, cinc e indio. La densidad que se obtiene es significativamente menor que en las aleaciones de oro, factor que puede afectar al colado. Tienen buena resistencia a altas temperaturas, pero sus elevados niveles de plata, frecuentes en esta sistema, producen pigmentación (amarilla, verde o color café) de algunas porcelanas dentales. Los problemas de pigmentación se solucionan en parte con la introducción de varios sistemas de porcelana inmadura (Philips, 1993).

a.2.4/ Aleaciones de alto contenido en Paladio

Las aleaciones con contenido de paladio de más del 88% tienen fórmulas variadas. Una composición de éxito comercial combina el 79% de paladio con un 2% de oro y niveles bajos de cobre o cobalto. Las formulaciones más recientes tienen entre un 75 y 86% de paladio con cantidades pequeñas de plata (7%) y niveles ligeramente altos de oro (más del 6%). El paladio reduce el coste de la aleación mientras que incrementa la dureza y rigidez y por tanto reduce la capacidad a la flexión. El galio contribuye a tener una microestructura más homogénea. El rutenio se usa como refinador de grano (Morris *et al.*, 1992; Philips, 1993).

b/ Aleaciones de metal no noble

Las dos aleaciones no nobles o metal base más utilizadas en odontología son las de cromo-níquel (Cr-Ni), que se usan por lo general para coronas y prótesis fija y las de cromo-cobalto (Cr-Co) que se suelen utilizar como armazón de prótesis parciales removibles; si bien hay una cierta tendencia en los últimos años a utilizarla también para el colado de prótesis fijas. El motivo por el cual se han hecho populares dentro de la profesión básicamente por el precio del oro y de los metales nobles, por ese motivo forman parte de un gran porcentaje de trabajos en prótesis fija que se realizan actualmente en las clínicas dentales.

b.1/ Aleaciones de Cromo-Níquel

Estas aleaciones pueden variar en su composición pero suelen tener un 70-80% de níquel y un contenido en cromo que oscila entre el 10 y el 25%, además de pequeñas cantidades de otros elementos. Su módulo de elasticidad o rigidez es aproximadamente el doble que en las aleaciones de Au, por tanto la cantidad de estrés que se requiere para deformar un colado de este metal es mayor. Esta propiedad permite disminuir el grosor del colado para prótesis fija, dejando más espacio para la porcelana e incluso realizar un tallado menos agresivo.

La temperatura de fusión y de colado de estos metales son mayores que para las aleaciones de oro y precisan de otros métodos de colado, que dan como resultado un ajuste marginal menos predecible.

El *cromo* es un elemento muy reactivo, produce un recubrimiento de una película superficial tan adherente que resiste la oxidación aún a temperaturas elevadas; por lo tanto proporciona una buena resistencia a la corrosión. Es esencial para dar pasividad a la aleación (Kelly *et al.*, 1983; Morris *et al.*, 1992).

Los otros elementos que se suelen introducir en este tipo de aleaciones son:

Berilio – Este elemento se añade a muchas aleaciones de Cr-Ni por las siguientes razones:

- Reduce la temperatura de fusión y facilita el procedimiento de colado
- Mejora el pulido y por lo tanto las características físicas y mecánicas
- Permite el grabado electrolítico para la unión micromecánica a cerámica o resina
- La incorporación del berilio disminuye la resistencia a la corrosión

La cantidad de berilio en este tipo de aleaciones suele ser del 2% o ligeramente superior. Se han realizado estudios en los que se ha observado que el potencial de corrosión de aleaciones Cr-Ni-Be es mayor que las que no contienen Be (Leinferder, 1997).

En porcentajes de composición más bajos, se suelen introducir otros elementos con el fin de modificar las características de la aleación. El *aluminio* aumenta la resistencia y la dureza. El *boro* disminuye la temperatura de fusión. El *titanio* y el *manganeso* aumentan la resistencia a la corrosión dado que actúa como desoxidante y actúan como agentes de unión. El *hierro* aumenta la resistencia y, junto con el níquel, favorecen el trabajo en frío. El *cobalto* aumenta la dureza. El *cobre* y el *molibdeno* aumentan la resistencia a la corrosión. El *galio* aumenta la capacidad de colado y el *estaño* aumenta la dureza y la resistencia (Morris HF *et al.*, 1992).

El *carbono* se añade para aumentar la resistencia, aunque también aumente la fragilidad. Estas aleaciones pueden alterarse también con el carbono que se encuentra en ciertos revestimientos, lo que puede alterar sus propiedades físicas o liberar gases durante la adición de la porcelana. Por estas razones, a menudo se recomienda colar estas aleaciones de metal base (Cr-Ni) en revestimientos exentos de carbono, ligados a base de fosfato o sílice.

b.2/ Aleaciones de Cromo-Cobalto

En un principio este tipo de aleaciones se utilizaron para confeccionar prótesis parciales removibles, pero en los últimos años se han conseguido fórmulas con buena unión a la porcelana dental. Estos metales no-nobles contienen del 55 al 68% de cobalto y más del 25% de cromo. Otros elementos presentes son el tungsteno, el molibdeno, el cobre, el silicio, el galio, el aluminio, el níquel, el tantalio y el rutenio para las aleaciones para metal-cerámica y el níquel, el molibdeno, el tantalio, el manganeso, el galio, el silicio, el carbono y el tungsteno en las aleaciones para prótesis parcial removible. Estas aleaciones se oxidan con mayor facilidad que las del grupo de cromo-níquel-berilio, y la longevidad de su unión con la porcelana no está establecida por completo (Philips, 1993).

El cobalto aporta resistencia, dureza y resistencia a la corrosión. El cromo aporta dureza y resiliencia y aumenta la resistencia a la corrosión si su contenido alcanza un mínimo de 16% en peso. El níquel aumenta la ductilidad y baja la temperatura de fusión. El carbono, que sólo es ligeramente soluble en la solución sólida de cromo-cobalto, se halla presente en forma de carburos dispersos de cromo, cobalto o molibdeno, aumentando la dureza y la resistencia de la aleación. El manganeso es un desoxidante. El tungsteno ayuda a reducir la formación de zonas desprovistas de cromo (Morris *et al.*, 1992).

c/ Titanio

Ya hace unos años que el titanio se ha convertido en un material de gran interés en prostodoncia (Lautenschlager *et al.*, 1993; Wang *et al.*, 1996). Sus aplicaciones médicas y dentales han ido en incremento debido a su excelente biocompatibilidad, resistencia a la corrosión y a sus buenas propiedades físicas y mecánicas (Kim *et al.*, 1997). El titanio es un metal muy reactivo, difícil de obtener puro. Kroll diseñó procesos metalúrgicos útiles para la producción comercial de titanio, siendo considerado como el "padre" de la industria del titanio (Wang *et al.*, 1996).

El mayor ímpetu para el desarrollo de este metal viene dado desde los años cincuenta por la industria aeroespacial, ya que la gran resistencia del titanio, su bajo peso y módulo de elasticidad y su gran resistencia a la corrosión, ofrecían soluciones a muchos de los problemas de diseño de los motores de aviación (Lautenschlager *et al.*, 1993; Wang *et al.*, 1996).

Tabla 1.3. Límites máximos de impurezas y propiedades mecánicas del titanio puro (Wang et al., 1996)

| Tipo | Límites de impureza (Peso%) | | | | | Resistencia a la tracción (MPa) | Límite Elástico (0.2%) | Elongación -(%) |
|----------------|-----------------------------|----------|---------|---------|---------|---------------------------------|------------------------|-----------------|
| | N (Max) | Fe (Max) | O (Max) | C (Max) | H (Max) | | | |
| ASTM Grado I | 0.03 | 0.20 | 0.18 | 0.10 | 0.015 | 240 | 170 | 24 |
| ASTM Grado II | 0.03 | 0.30 | 0.25 | 0.10 | 0.015 | 340 | 280 | 20 |
| ASTM Grado III | 0.05 | 0.30 | 0.35 | 0.10 | 0.015 | 450 | 380 | 18 |
| ASTM Grado IV | 0.05 | 0.50 | 0.40 | 0.10 | 0.015 | 550 | 480 | 16 |

El titanio puro sufre una transformación alotrópica a 882°C, pasando de estructura hexagonal completa (fase α) a una estructura cúbica centrada en el cuerpo (fase β), permaneciendo en esta forma cristalográfica hasta su punto de fusión a 1672°C

(Lautenschlager *et al.*, 1993). El titanio puro comercial está disponible en cuatro tipos distintos según la ASTM (American Society of Testing and Materials) (Tabla 1.3.).

El titanio puede alearse a una gran variedad de elementos para conseguir variar sus propiedades físicas y mecánicas (Lautenschlager *et al.*, 1993; Wang *et al.*, 1996):

- Elementos como Al, Ga, Sn, C, O y N estabilizan la fase α , permitiendo que el material trabaje a elevada temperatura.
- Otros elementos, como el V, Nb, Ta y Mo estabilizan la fase β , lo cual confiere formabilidad.
- Finalmente, existen las aleaciones cuyas composiciones a temperatura ambiente permiten una mezcla de ambas fases, α y β , siendo la más conocida de estas aleaciones la Ti-6Al-4V (90% del peso Ti, 6% del peso Al y 4% del peso V) (Lautenschlager *et al.*, 1993).

El titanio se utiliza cada vez más en las diferentes aplicaciones odontológicas y tiene, sin lugar a dudas, una importancia evidente en la implantología, así como un uso habitual en el presente y futuro de la prostodoncia.

1.1.5. Propiedades de los Metales y Aleaciones usadas en odontología

1.1.5.1. Propiedades químicas: corrosión

Uno de los principales factores que determinan la durabilidad de un material utilizado en la boca es su estabilidad química. Los materiales no deben desprender constituyentes importantes dentro de los flujos orales. La propiedad que nos habla de la capacidad de un material para disolverse o no en un medio determinado es la corrosión. La corrosión es un fenómeno indeseable en muchos metales, ya que una elevada capacidad para corroerse o una pobre resistencia a la abrasión limitará el tiempo de uso del material en cuestión. (Angelini *et al.*, 1991). La corrosión de un

material es una medida de la cantidad de él que se disolverá en un fluido determinado (Moberg, 1985a). Esto, reduce el número de aleaciones que pueden ser usadas. Sin embargo hay materiales como el titanio, en los que los óxidos producto de su corrosión son protectores respecto al agente agresivo exterior.

La corrosión puede ser definida como una reacción química entre un metal y su entorno para dar lugar a la formación de iones metálicos en detrimento de la aleación en cuestión, estos productos de degradación pueden ser absorbidos y provocar reacciones indeseables a nivel de los tejidos en contacto directo o en forma más generalizada a distancia (Bergman, 1986). Los posibles efectos secundarios que puedan causar están relación con la capacidad de liberar iones metálicos, es decir en relación con su resistencia a la corrosión.

Existe una preocupación evidente en relación a los posibles efectos, tanto a nivel local como sistémico, de los metales utilizados en prostodoncia. Los efectos secundarios producidos por un metal pueden ser de naturaleza tóxica o alérgica (Bergman, 1986; Burrows, 1986; Munkgaard, 1992).

Las reacciones alérgicas consisten en reacciones intra-orales, y más raramente cutáneas. Las reacciones producidas pueden consistir en enrojecimiento, salivación, dolor de mucosa labios, reacciones liquenoides. Estas manifestaciones orales se dan con poca frecuencia, un estudio publicado en 1976 hallaba que sólo un 0.5% de pacientes tenían problemas que se pudieran relacionar con hipersensibilidad a materiales dentales, la muestra era de 32.550 pacientes.

Se entiende por toxicidad la propiedad de un compuesto para producir un daño en el organismo después de haberse absorbido. Una reacción tóxica puede dañar un órgano o tejido y puede causar la inhibición de enzimas celulares o sanguíneas, y también puede afectar el ADN, lo cual puede dar lugar a cáncer, embriopatías y fetopatías (Craig *et al.*, 1988; 1990). Estas alteraciones a nivel sistémico son menos frecuentes que las alérgicas, ya que no existen estudios que demuestren afecciones generales debidas a aleaciones colocadas en boca (Hensten-Pettersen, 1992).

La corrosión puede ser clasificada en dos tipos; corrosión acuosa y corrosión no acuosa. Como el entorno oral contiene saliva nos interesa el primero de los dos casos.

El entorno oral es ideal para que se dé la corrosión acuosa, ya que representa un medio agresivo para los metales puesto que éstos se hallan bañados por saliva, un líquido en el que están presentes aniones agresivos como el Cl^- , y una actividad electroquímica caracterizada por un potencial de oxidación desde -58 a $+212$ Mv, y un pH que oscila entre 6.1 y 7.9 (Ewers *et al.*, 1985) y están expuestos a cambios bruscos de tensión de oxígeno, salinidad, pH y temperatura (Mezger *et al.*, 1989a; 1989b).

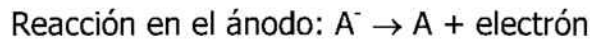
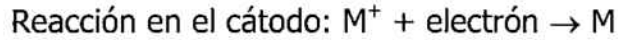
Es importante tener en cuenta la gran variabilidad de las condiciones ambientales que experimenta el medio bucal. El consumo de bebidas muy ácidas y el uso de pastas dentífricas alcalinas aumentan este rango desde pH 2 a pH 11. Es posible que un material sea extremadamente estable en situaciones de pH medio pero que se disuelva rápidamente en condiciones de extrema alcalinidad. Por añadidura, están sometidos a un esfuerzo mecánico, como puede ser el uso del cepillo dental y que puede llegar a ser de gran magnitud en presencia de bruxismo (Bergman, 1986).

A/ La celda electrolítica

Algunos componentes de la saliva, alimentos, medicamentos o la presencia de otras aleaciones en la boca pueden aumentar la corrosión (Bergman, 1986). Los metales y aleaciones son buenos conductores electrolíticos y muchos procesos de corrosión entrañan la creación de una celda electrolítica como primera etapa del proceso (Moberg, 1985a).

En un electrolito conteniendo cationes M^+ y aniones A^- ; si dos conductores eléctricos, o electrodos, se colocan en este electrolito y una diferencia de potencial eléctrico se establece entre ellos con una batería, entonces tendremos movimiento de iones. Los

cationes se moverán hacia el electrodo cargado negativamente, el cátodo, y los aniones se moverán hacia el ánodo, o electrodo cargado positivamente. Este proceso se denomina electrolisis. Las reacciones que se dan son:

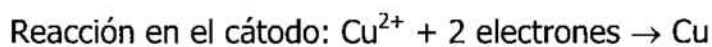


En la cavidad oral, como ya hemos explicado, se dan todos los factores necesarios para que se produzca este fenómeno, ya que la saliva es un buen electrolito y existen diferencias de potencial en este medio (Pourbaix, 1984b; Bergman, 1986).

B/ La celda galvánica

El fenómeno de corrosión también puede darse al encontrarse dos metales diferentes en la cavidad oral. Entonces tendremos lo que se denomina una corrosión galvánica, cuyo procedimiento es el de una celda galvánica.

En este caso debemos considerar dos electrodos de dos materiales diferentes, por ejemplo de cobre y cinc, sumergidos en un electrolito de sus sales. Cuando entre los dos electrodos se produzca el contacto eléctrico, fluirá una corriente. Las reacciones pueden describirse como:



En este ejemplo de celda galvánica o de corrosión el cinc se corroerá y el cobre se depositará en la barra del cátodo, formándose cobre puro.

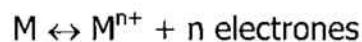
Las condiciones bajo las cuales puede establecerse una celda galvánica en la boca suponen la presencia de dos o más metales de diferentes potenciales de electrodo y de los electrolitos adecuados. La saliva y los líquidos hísticos son buenos electrolitos.

Los dos metales pueden derivarse de restauraciones hechas con diferentes metales o aleaciones de uso dental (Moberg, 1985a; 1985b; Bergman, 1986; Angelini *et al.*, 1991).

C/ Potencial de electrodo

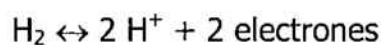
La tendencia a la corrosión de un metal puede valorarse por su potencial de electrodo.

Si consideramos la reacción reversible:



La reacción directa ($M \rightarrow M^{n+} + n \text{ electrones}$) libera electrones, es decir es la reacción de oxidación del material, y la reacción inversa ($M^{n+} + n \text{ electrones} \rightarrow M$) los consume, es la reacción de reducción. Cuando los electrones son producidos este proceso causa un potencial en el electrodo. Este potencial de electrodo indica el sentido principal hacia el que se desarrollará la reacción, indicando la tendencia del metal a corroerse.

El potencial de electrodo estándar se expresa normalmente en relación a la reacción patrón:



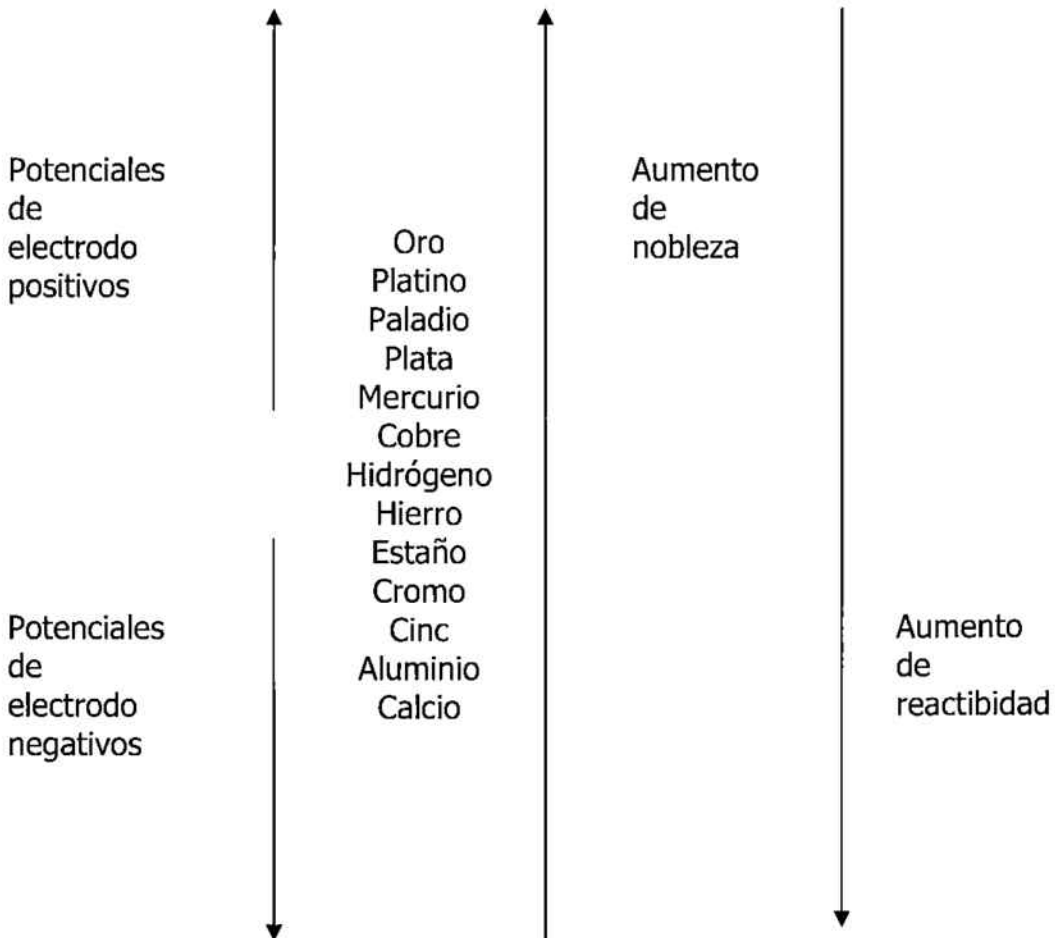
A la que se ha dado un valor de cero. El metal que tiene el menor potencial estándar de electrodo actúa como ánodo y se corroerá.

En la tabla 1.4. puede observarse que los materiales con grandes valores de electrodo de potencial negativo son más reactivos, mientras que los que tienen valores más positivos son mucho menos reactivos y a menudo se denominan metales nobles (McCabe, 1990).

En una celda electrolítica en la que están implicados dos metales, se pierde material desde el metal con el potencial de electrodo más negativo. Así, por ejemplo, cuando contactan cinc y cobre en presencia de un electrolito adecuado se pierde material del cinc.

En este tipo de celda electrolítica el cinc será el ánodo. Este es el electrodo en el que se forman iones positivos y, en consecuencia, es en el que se produce la corrosión. El cobre será el cátodo. Cuanto más negativo es el valor de potencial eléctrico que un metal posee, más probable es formar el ánodo en una celda electrolítica (McCabe, 1990).

Tabla. 1.4. Potenciales de electrodo de diferentes elementos químicos.



La variabilidad fisiológica de los diversos individuos puede producir fenómenos de corrosión muy diversos frente a la misma aleación, por lo que se deben diseñar aleaciones muy resistentes en los ensayos in vitro para así tener la seguridad de que obtendremos buenos resultados en la mayoría de los individuos (Sturdevant *et al.*, 1987).

La resistencia a la abrasión es otra característica importante que puede verse afectada por la corrosión, ya que es posible observar la situación en la que la capa superficial del material se ablanda y socava por efecto de la corrosión, y a continuación queda separada por completo por efecto de la abrasión (Dahl *et al.*, 1993).

Otros factores que pueden afectar a la corrosión de los metales y aleaciones son la tensión y la rugosidad superficial. La tensión en los componentes metálicos por flexiones excesivas o continuadas, pueden acelerar la tasa de corrosión y dar lugar al fracaso por agrietamiento. Los hoyos en superficies rugosas pueden conducir a la creación de pequeñas celdas de corrosión en las que el material de la base del hoyo actúe como ánodo y el de la superficie como cátodo. El mecanismo de este tipo de corrosión, a veces denominado celda de concentración de corrosión, es complicado, pero se produce debido a que los hoyos tienden a rellenarse con residuos que reducen la concentración de oxígeno en la base del hoyo comparada con la superficie. Para reducir la corrosión por este mecanismo, los metales y aleaciones utilizados en la boca deben ser bien pulidos para eliminar las irregularidades de la superficie que está en contacto con el medio (Bergman, 1986).

D/ La polarización

La polarización es la disminución del paso de corriente que hará disminuir la velocidad de corrosión.

Lo que se extienda la corrosión en el tiempo depende principalmente de la polarización. Este fenómeno es la combinación de tres factores:

- i) La activación de la polarización: resulta de la diferencia de potencial requerida para permitir que las reacciones del electrodo tengan lugar a cierta velocidad.
- ii) La concentración de la polarización: debido a la acumulación de productos de la reacción, puede ocurrir, por ejemplo, que alrededor del ánodo de cinc, haya una concentración de iones de cinc, lo que reducirá la corriente hasta que éstos se vayan hacia el cátodo.
- iii) La polarización debida a la formación de una película en la superficie del electrodo puede reducir la velocidad de una reacción electroquímica.

Mediante la polarización del ánodo y del cátodo, se obtienen curvas midiendo el potencial de cada electrodo a una corriente determinada. Cuando aumenta la corriente de la celda, el potencial de electrodo aparente del ánodo aumenta mientras que el del cátodo decrece. La corriente en el punto donde esas curvas confluyen se denomina corriente de corrosión, I_c , y es la corriente máxima de la celda (Pourbaix, 1984b).

E/ La pasividad

La pasividad consiste en la formación de una capa de óxido o algún otro compuesto que aísla al metal del contacto con el medio agresivo y por tanto inhibe la corrosión.

Para un metal capaz de formar un óxido que sea estable en la presencia de un electrolito, se dice que el metal se ha pasivado a potenciales superiores al valor en el que se cubre por una capa de óxido (Lucas *et al.*, 1992).

Las mediciones potencioestáticas se usan para obtener datos experimentales de pasividad. En vez de medir el potencial para una corriente determinada, se controla el potencial y se mide el valor de corriente para mantener el potencial determinado.

Las estructuras que deben mantener su función durante períodos de tiempo muy largos deben estar elaboradas de aleaciones nobles o aleaciones con pasivado, que es la tendencia a formar una película de óxido superficial, que protegerá al resto del material metálico del ataque químico (Lucas *et al.*, 1992). Metales como el titanio y el cromo son fácilmente pasivizados; así pues, el establecimiento de la pasividad depende de la naturaleza del electrolito y de la composición del metal o aleación.

F/ Composición y corrosión de los diferentes tipos de aleaciones

i) Corrosión de las aleaciones nobles

A pesar de que son consideradas de alta resistencia a la corrosión, se demuestra que las aleaciones a base de oro liberan iones de cobre, cinc, plata, oro y platino, aunque en pequeña magnitud (Wright *et al.*, 1982; Pourbaix, 1984b; Moberg, 1985a; Lucas *et al.*, 1992,). Las aleaciones de bajo contenido en oro son menos resistentes a la corrosión que las de alto contenido en oro (Mezger *et al.*, 1989a).

En las aleaciones de paladio-plata se libera plata y se ha demostrado que son más resistentes cuanto menos plata contienen (Mezger *et al.*, 1989c; Lucas *et al.*, 1992).

En las de paladio-cobre (15% en peso de Cu) y las de paladio-cobalto (19% en peso de cobalto), liberan en un principio cobre y cobalto dejando, posteriormente, una superficie pulida de paladio de muy alta resistencia a la corrosión (Goehlich *et al.*, 1990).

ii) Corrosión de las aleaciones no nobles

Cromo-cobalto y cromo-níquel: la resistencia a la corrosión de estas aleaciones depende de la formación de la capa de pasivación, que consiste en la formación de una fina capa de compuestos metálicos que se forman en la superficie del metal como consecuencia de una corrosión inicial y que actúa como una protección. Si esta capa sufre una disrupción, la aleación debe volver a pasivarse para quedar de nuevo protegida. Por tanto, la estabilidad y la habilidad de la capa de pasivación para volverse a formar son unas consideraciones importantes a la hora de determinar las propiedades de estas aleaciones (Geis-Gerstorfer *et al.*, 1991; Lucas *et al.*, 1992).

Se ha sugerido que en estas aleaciones un contenido de cromo entre el 16 y el 27% puede conferir a la aleación una resistencia a la corrosión importante, y si se les añade manganeso y molibdeno esta resistencia aumenta más aún. Por el contrario, el berilio forma con el cromo y el níquel una fase eutéctica especialmente susceptible a la corrosión (Lucas *et al.*, 1992).

Las aleaciones de cromo-cobalto presentan una buena capacidad de pasivación, pero se ha comprobado que existe una liberación sostenida de iones. Las aleaciones de cromo-níquel tienen dificultad en repasivarse si se rompe esta capa, lo que se conoce con el nombre de histéresis, y tienen más tendencia a la corrosión que las anteriores.

Aleaciones de cobre: presentan una gran capacidad de corrosión, y se han detectado procesos inflamatorios en tejidos blandos adyacentes.

Aleaciones de titanio: El titanio es uno de los metales usados en medicina más resistentes a la corrosión gracias a la capa de óxido que se forma en su superficie en condiciones estáticas. Bajo condiciones de carga, la capa de óxido no es estable para prevenir la excoiación, con lo que se da paso a una nueva liberación de iones. Esto puede representar una limitación en algunas aplicaciones (Moberg, 1985b; Geis-Gerstorfer *et al.*, 1991; Holland, 1991).

1.1.5.2. Propiedades mecánicas: dureza, elasticidad, ductilidad, maleabilidad y desgaste

A/ Dureza

La dureza se define como la resistencia que ofrece un material a que se le haga una indentación permanente.

A lo largo de los años se han desarrollado técnicas para cuantificar la dureza basadas en un pequeño penetrador o indentador que es forzado sobre una superficie del material a ensayar en condiciones controladas de carga y velocidad de aplicación de la carga, midiéndose la profundidad y el tamaño de la huella resultante y relacionándose con un número de dureza, correspondiendo los números de dureza elevados a los materiales más duros.

Existen diversos métodos para calibrar la dureza. La diferencia entre ellos radica en el indentador usado y la carga aplicada. Generalmente, valores bajos de dureza indican un material blando, es decir un material fácilmente indentable, y valores altos un material duro, difícilmente indentable. El valor de dureza se usa generalmente para dar una indicación de la resistencia a la abrasión del material que estamos estudiando, particularmente cuando en el proceso de desgaste se incluye el rozamiento. Algunos de los métodos usados habitualmente para medir la dureza son Vickers, Knoop, Brinell y Rockwell (Macchi, 1987; Craig *et al.*, 1988; McCabe, 1990).

El test de dureza Brinell mide el área de indentación hecha por una esfera de 1.6 mm cuando se la carga con 123 N. Usa un indentador en bola de acero, produciendo una indentación semiesférica (Craig *et al.*, 1988).

Para el test de Rockwell se usa un indentador que puede ser un cono o una esfera de metal y se mide la profundidad de la indentación (Craig *et al.*, 1988).

Métodos más exactos son los basados en el empleo de indentadores de diamante tallados en formas especiales (Macchi, 1987).

Vickers y Knoop usan una pirámide de diamante para valorar la dureza de la pieza ensayada, aunque mientras en el método Vickers la pirámide es de base cuadrada, en el sistema de Knoop el eje de la pirámide de diamante es mucho mayor que en el anterior (McCabe, 1990).

El método de Vickers es el más utilizado y se cuantifica con el cociente obtenido de dividir el valor del test de carga del indentador piramidal de ángulo $\theta = 136^\circ$

$$HV = (0.189 \times F) / d^2$$

Donde HV es el número de dureza Vickers, F la fuerza del test (N) y d la longitud de la diagonal máxima (mm), $(d_x + d_y)/2$.

La dureza del material testado será inversamente proporcional al tamaño de la señal dejada (McCabe, 1990).

Tabla 1.5. Durezas Vickers de algunos materiales dentales (McCabe, 1990)

| Material | Número de Dureza Vickers |
|-------------------|---------------------------------|
| Esmalte | 350 |
| Dentina | 60 |
| Resina Acrílica | 20 |
| Amalgama | 100 |
| Porcelana | 450 |
| Aleación de Cr-Co | 420 |

Las mediciones se realizan normalmente con un microscopio, ya que son demasiado pequeñas para ser vistas a ojo descubierto, excepto en el caso de Rockwell donde el

indentador hace una lectura directa de la profundidad de la penetración (Craig *et al.*, 1988).

La tabla 1.5. describe la dureza Vickers de algunos materiales dentales. La dureza a menudo se utiliza para indicar la capacidad de resistir rascaduras, y también para indicar la resistencia a la abrasión, por ejemplo en el desgaste abrasivo.

B/ Elasticidad

La aplicación de una fuerza externa sobre un cuerpo da como resultado una deformación en el mismo. Recordemos que los metales y aleaciones están formados por una red cristalina, donde existe cierta tendencia a la estructura cristalina perfecta aunque en ocasiones aparecen defectos denominados dislocaciones que cuando se colocan bajo una tensión suficientemente alta pueden moverse a través del retículo hasta que alcanzan los límites de un grano, donde se para el movimiento. El plano a través del cual se mueve la dislocación se llama plano de deslizamiento y la tensión necesaria para iniciar el movimiento es el límite elástico.

Ésta deformación puede ser recuperable, es decir que el material recuperará su forma anterior al retirar la fuerza aplicada, o no recuperable cuando el cuerpo permanece deformado.

Para estudiar las propiedades elásticas de los materiales se aplica una tensión, cada vez superior, sobre un cuerpo y se evalúa la deformación producida. En una primera fase, zona elástica, el cuerpo recuperaría totalmente su forma anterior al cesar la fuerza que le estamos aplicando. A partir de una determinada zona la muestra no es capaz de recuperar totalmente su estado anterior, nos encontramos en la zona plástica. El punto en el que se acaba la zona elástica y empieza la plástica se denomina "límite elástico" (Macchi, 1987). El límite elástico de un material es la mayor tensión a que puede ser sometido dicho material, y que, una vez liberadas las fuerzas permite que regrese a sus dimensiones originales (Phillips, 1993). Si

seguimos aumentando la fuerza aplicada sobre el cuerpo, llegamos a un punto en el que el material no puede soportar la tensión que estamos aplicando sobre él y se fractura, ese punto se denomina "tensión de fractura" (McCabe, 1990).

También existe un punto llamado "límite proporcional" en el que puede observarse que existe una relación lineal entre la fuerza aplicada y la deformación. En el pequeño espacio que existe entre el límite proporcional y el límite elástico, los aumentos proporcionales de tensión generan una deformación mayor (Craig *et al.*, 1988).

C/ Ductilidad y maleabilidad

Hemos hecho mención de la deformación permanente que se puede producir, al aplicar una fuerza suficientemente elevada, debido al movimiento de las dislocaciones a lo largo de los planos de deslizamiento.

Estos cambios se producen cuando la tensión es mayor que el límite elástico y a temperaturas relativamente bajas. Este trabajo en frío no sólo produce un cambio en la microestructura, concentrándose en las dislocaciones en los límites de grano, sino también un cambio en la forma del grano. Estos granos dejan de ser equiaxiales y adoptan una estructura más fibrosa. Se alteran las propiedades del material, volviéndose más duro y fuerte con un mayor valor del límite elástico. El trabajo en frío a menudo se denomina endurecimiento por trabajo (Philips, 1993).

El valor de deformación registrado entre el límite elástico y la tensión de fractura indica el grado de deformación permanente que puede aplicarse a un material hasta el punto de fractura. En los ensayos de tracción nos indica la ductilidad, es decir, la capacidad de un material de ser doblado o estirado sin romperse; y en ensayos de compresión la maleabilidad, es decir, la capacidad de un material de ser batido y extendido en planchas (McCabe, 1990).

En general la ductibilidad disminuye con el aumento de temperatura mientras que la maleabilidad aumenta al aumentar la temperatura. El oro es el metal más dúctil y maleable, la plata es el segundo (Philips, 1993).

D/ Desgaste

El desgaste es un proceso natural el cual ocurre cuando unas superficies se mueven mientras contactan (Mair *et al.*, 1996)

El desgaste se puede definir como el cambio dimensional no deseado o pérdida progresiva de sustancia de un cuerpo, producido por la eliminación gradual de materia de las superficies en contacto y en movimiento relativo; es, por tanto, una acción mecánica – Institution of Mechanical Engineers of the United Kingdom (Sulong *et al.*, 1990; Gil *et al.*, 1995).

En general al desgaste es antagónico a la conservación, y aunque es imposible prevenir el proceso, sus efectos pueden ser minimizados. Una adecuada selección del material usado puede mejorar los resultados clínicos obtenidos.

La pérdida de material de un cuerpo puede ser atribuida a diversos tipos de desgaste, como el adhesivo, abrasivo, de fatiga, de impacto y corrosivo. Además, tensiones mecánicas, térmicas, químicas y eléctricas pueden acrecentar el desgaste sufrido por las superficies en cuestión; así como la variación de las condiciones de entorno (temperatura, velocidad relativa, carga aplicada, presencia de lubricantes o abrasivos). Todo ello hace que el desgaste sea uno de los fenómenos más difíciles de estudiar, y existen diversos factores que influyen en él (Sulong *et al.*, 1990).

Área de contacto real y aparente

Incluso las superficies pulidas más minuciosamente son rugosas microscópicamente y por tanto pueden dar lugar al desgaste.

Dado que no existen superficies microscópicamente lisas, es muy importante conocer la diferencia entre la superficie de contacto real y la superficie de contacto aparente que se produce cuando dos superficies, microscópicamente rugosas, entran en contacto (Bowden *et al.*, 1950).

El contacto físico entre dos superficies está localizado exclusivamente en diversos puntos, denominados uniones. La suma de área de contacto de estas uniones nos da la superficie real de contacto, mientras que la aparente sería el área macroscópica de las superficies que están enfrentadas en ese momento. Si observamos la zona de contacto entre dos superficies con un microscopio observaremos que el área real de contacto es sólo de 10^{-2} a 10^{-4} del área de contacto aparente, de forma que la presión será extremadamente alta en cada uno de los microcontactos (Bowden *et al.*, 1950, Dahl *et al.*, 1993).

Tipos de desgaste

D-1/ Desgaste adhesivo

El desgaste adhesivo sucede cuando un material sólido resbala sobre la superficie de otro material sólido y/o es presionado contra él. Por efecto de la fricción ocurre que las asperezas causadas en una de las superficies quedan soldadas a la otra. El volumen del material transferido es proporcional a la superficie real de contacto y a la distancia de deslizamiento. Si la presión es baja o intermedia, su valor también es proporcional al volumen de material transferido, pero éste es independiente cuando la presión es elevada, ya que ésta produce deformación plástica en el material (Sulong *et al.*, 1990; Mair *et al.*, 1996).

D-2/ Desgaste abrasivo

El desgaste abrasivo ocurre cuando una superficie rugosa y dura frota y se introduce en una superficie blanda. En este tipo de desgaste las partículas son levantadas de la superficie por la acción de arado de las asperezas de la otra superficie más dura, o por partículas más duras atrapadas entre las superficies. Este tipo de desgaste se manifiesta por la aparición de rayas y hendiduras superficiales. Así pues hay distintos tipos de desgaste abrasivo:

- a) El desgaste a dos cuerpos, que se da cuando esas asperezas forman parte de una de las dos superficies (Mair *et al.*, 1996).
- b) Desgaste a tres cuerpos, que ocurre cuando el desgaste es producido por partículas sueltas que se han interpuesto entre las dos superficies friccionantes. Si estas partículas han sido transportadas por un gas o líquido, entonces estaremos hablando de desgaste erosivo. Por supuesto que el material que va siendo arrancado de una superficie en un caso de desgaste a dos cuerpos pueden interponerse entre las dos superficies y causar un desgaste a tres cuerpos o ser transportados por un gas o líquido y causar erosión (Sulong *et al.*, 1990; Mair *et al.*, 1996,).

El desgaste abrasivo es proporcional a la dureza de los materiales en contacto, a la geometría de las partículas abrasivas, a la carga y a la distancia de deslizamiento. Este desgaste lo usamos a nuestro favor en odontología en las operaciones de pulido de materiales como los metales (Sulong *et al.*, 1990; Mair *et al.*, 1996).

D-3/ Desgaste de fatiga

Este tipo de desgaste se produce cuando una superficie presiona sobre un sólido resbalando de manera cíclica sobre él sin arañarlo; una superficie resbala sobre la otra sin producir ralladuras, por ejemplo cuando dos superficies operan en rodadura. Este proceso crea una zona de compresión por delante de la zona de contacto y una zona de tensión por detrás. Esta

situación, produce que se forme un punto de fractura en el interior del material, el cual se va propagando a consecuencia de la repetición de los ciclos. Si la fractura se propaga hasta la superficie, se fractura el objeto y, en consecuencia, se pierde material. Este material perdido puede actuar como partículas de desgaste y causar un desgaste a tres cuerpos (Dahl *et al.*, 1993; Mair *et al.*, 1996).

D-4/ Desgaste de impacto

El desgaste de impacto o de percusión sucede cuando dos superficies sólidas golpean repetidamente entre ellas. En odontología el desgaste de impacto probablemente se produce cuando masticamos, tragamos o cerramos los dientes (Sulong *et al.*, 1990).

D-5/ Desgaste oxidativo o químico

Denominado también desgaste corrosivo. Cuando por efecto de la corrosión en la superficie del material de forma una capa de material corroído, ésta se desprenderá al friccionar con la superficie de otro material. Una vez eliminada esta primera capa, la reacción química continúa y formará una nueva capa de material corroído que volverá a ser arrancada si el proceso va repitiéndose (Sulong *et al.*, 1990; Mair *et al.*, 1996).

Algunas condiciones que pueden afectar este desgaste corrosivo son la fuerza de masticación, el efecto lubricante de la saliva, la calidad del metal (composición, dureza, acabado de la superficie) y las características químicas del entorno (Sulong *et al.*, 1990).

En el entorno oral el desgaste que puede darse es el de dos o tres cuerpos o ambos a la vez. Si solamente hay saliva en el entorno el desgaste se reduce a

un desgaste de dos cuerpos, la introducción de un agente abrasivo (comida, dentífrico) produce una situación a tres cuerpos. Es, en este punto, donde es importante conocer los componentes exactos de las pastas dentales que se utilizan habitualmente y que están comercializadas para valorar el potencial de desgaste abrasivo que posee cada una de ellas. Probablemente en la cavidad oral no sólo se dé el desgaste abrasivo, sino que se incluyen aspectos de fatiga, corrosión, impacto y adhesión.

1.1.5.3. Biomateriales: Citotoxicidad

Los biomateriales son materiales sintéticos utilizados para remplazar parte de un sistema vivo o funcionar en contacto íntimo con los tejidos vivos adyacentes, con unas mínimas reacciones adversas o de rechazo (Stanford, 1986).

Las propiedades de los tejidos y materiales utilizados en aplicaciones biomédicas (uso médico, dental o de aplicación farmacéutica), varían ampliamente de acuerdo a la aplicación específica. Así, los materiales se pueden clasificar en cuatro grandes grupos: metales, polímeros, cerámicas y materiales compuestos de los anteriores (Proubasta *et al.*, 1997).

Muchos metales pueden ser tolerados por el cuerpo humano en pequeñas cantidades (Fe, Cr, Co, Ni, Ti, Ta, Mo, W) y en algunos casos son esenciales, como el caso del hierro en la hemoglobina, cuya misión es el transporte del oxígeno a los tejidos (Stanford, 1986).

Sin embargo, no todos los materiales metálicos son aceptados biológicamente por parte de los tejidos que están en contacto con ellos. Por tanto los estudios de biocompatibilidad son fundamentales para la implantación de un biomaterial. Los materiales metálicos implantables son: aceros inoxidable, aleaciones base cobalto, titanio y sus aleaciones. Entre otros de menor uso están el tantalio, platino y oro (Proubasta *et al.*, 1997).

En la actualidad, los materiales que usamos para la fabricación de las prótesis fijas, son considerados como biomateriales, ya que debido al estudio exhaustivo de su composición por parte de los fabricantes, se han conseguido unas características físicas y químicas aceptables para su uso en el ser humano (Park, 1984).

Los materiales para prótesis dental, una vez elaborados en las fábricas de origen, deben pasar unos procesos de modificación por parte de los técnicos dentales y los odontólogos para poder ser insertados en boca de los pacientes. En la secuencia de estas modificaciones no se deben alterar las propiedades de estos materiales ya que podrían convertirse en potencialmente nocivos o perder sus propiedades mecánicas (Black, 1988).

Asimismo, durante las modificaciones a las que se someten las aleaciones de uso en protodoncia fija, se podrían alterar sus propiedades tanto físicas como químicas. Los fabricantes de las aleaciones que usamos indican cuáles son las temperaturas de colado a las que deben y pueden ser sometidos sus productos así como todo el proceso de manipulación y facturación de las prótesis con el fin de no alterar dichas propiedades. Si estas instrucciones de uso no son seguidas a la perfección podríamos obtener como consecuencia un empeoramiento de las propiedades mecánicas, y podrían, por tanto, favorecer la aparición de corrosión, grietas, fracturas etc...(Nielsen, 1987; Rhoads *et al.*, 1988).

Sin embargo, teniendo en cuenta que no todos los materiales metálicos son aceptados biológicamente por parte de los tejidos que están en contacto con ellos y que idealmente un material colocado en boca del paciente no debe ser tóxico ni irritante, ni con efectos citotóxicos o potencialmente alérgicos (Van Noort, 1987; McCabe, 1990; Noguerras *et al.*, 1996), son fundamentales los estudios de biocompatibilidad.

Ensayos de biocompatibilidad

La Fédération Dentaire Internationale (FDI) y la Organisation Internationale de Standardisation (ISO 7405 2008), principalmente, han propuesto un conjunto muy completo de pruebas, formados por ocho ensayos para la valoración de aleaciones de uso dental (aleaciones con alto o bajo contenido en metales nobles, a base de metales no nobles y soldaduras) (Pourbaix, 1984a; Lucas *et al.*, 1992; Geis-Gerstorfer, 1994):

- 1/ Prueba de toxicidad general a corto término: por vía oral
- 2/ Prueba de hemólisis
- 3/ Prueba de Ames (prueba de mutagénesis)
- 4/ Prueba de citotoxicidad in vitro (método por liberación de cromo)
- 5/ Prueba de citotoxicidad (método del filtro molecular)
- 6/ Prueba de citotoxicidad (bajo sobreimposición de gelosa)
- 7/ Prueba de sensibilización
- 8/ Prueba de irritación de la mucosa bucal (Park, 1984; Noguerras *et al.*, 1996; Probasta, 1997)

Además de estas pruebas, para la evaluación de cualquier biomaterial, se precisará experiencia preclínica, que incluirá el estudio de:

1. Características físico-químicas: composición, densidad, microestructura, propiedades termodinámicas, propiedades elásticas.
2. Mecánica (elasticidad, resistencia, dureza...etc)
3. Banco de pruebas (desgaste, fricción, fatiga, corrosión, envejecimiento) (Proubasta, 1997).

Todas estas pruebas de biocompatibilidad son necesarias ya que los materiales utilizados en prostodoncia permanecen durante muchos años, y aún décadas, en la boca del paciente.

Durante este tiempo están constantemente expuestos a la acción de la saliva y de las sustancias que contiene, como por ejemplo alimentos, iones metálicos, pastas dentales etc... Tal como ocurre con todos los materiales dentales el ataque abrasivo y corrosivo produce una pérdida de sustancia que depende de la calidad del material y de cómo se ha manufacturado éste; todas las aleaciones, por ejemplo, son más biocompatibles una vez pulidas que sin pulir porque se reduce la superficie de contacto (Craig *et al.*, 1988).

La pérdida de sustancia metálica produce iones metálicos (partículas con carga eléctrica), ya que es la forma en que se produce su disolución. Los iones metálicos disueltos en la saliva pueden ser ingeridos por el paciente, y ser reabsorvidos en el tracto gastro-intestinal y depositarse en diversos órganos.

En la alimentación diaria también se encuentran vestigios de iones metálicos de todos los elementos utilizados en las aleaciones dentales. Queda el interrogante de cuál es la dosificación de iones metálicos de cada metal tolerada por el cuerpo humano, y si a partir de determinada concentración pueden provocar efectos tóxicos o alérgicos.

Además se ha de tener en cuenta que existen diferencias entre el grado de sensibilidad de diferentes individuos.

El punto de partida para seleccionar una aleación, es el coeficiente de corrosión. Cuantos menos componentes pasan a solución, tanto menor es el peligro de provocar una reacción patológica en el organismo.

Por otra parte, si se sospecha de una intolerancia, debe elegirse una aleación que no contenga el elemento causante de la reacción del paciente.

De los elementos utilizados en las aleaciones, la plata y el cobre disminuyen la biocompatibilidad, aunque tienen poco o ningún efecto dañino sobre los tejidos bucales. Respecto al oro, así como el paladio y el titanio, su resistencia a la corrosión y a la pigmentación ha sido ampliamente probada. De todas formas, las investigaciones efectuadas sobre pacientes no sustentan que las aleaciones dentales causen trastornos sistémicos, en cambio las irritaciones locales o las reacciones de hipersensibilidad ocurren en algunas ocasiones (Moberg, 1985b).

La sensibilidad al níquel es la más común, pudiendo causar en algunos pacientes, dermatitis alérgica al metal (Mallat *et al.*, 1995; Nogueras *et al.*, 1996). De todos los componentes de las aleaciones que se han ido mencionando, al menos cinco han sido clasificados como alérgenos (cobalto, cromo, níquel, oro y paladio), dos son potencialmente tóxicos (berilio y cadmio) y cuatro poseen potencial carcinogénico (berilio, cadmio, cromo y níquel) (Munksgaard, 1992).

1.2. Cepillado Dental

1.2.1. Historia del Cepillado Dental

La filosofía odontológica basada antes en la prevención que en la reparación y el reemplazo de dientes ha sido uno de los avances más significativos de la historia de la odontología. Aunque en la creencia de que las causas de la caries y la enfermedad periodontal son multifactoriales, se acepta que la causa principal de ambas enfermedades es la placa dental. Estas enfermedades, que como hemos comentado se acepta que son debidas a la placa dental, son en su mayor parte prevenibles por medio de la eliminación de la misma i de su colonización por microorganismos, por medio de medidas preventivas que incluyen la eliminación integral diaria de la placa.

Entre estas medidas preventivas, no cabe duda de que el cepillo dental es uno de los elementos más importantes en el mencionado control de la placa bacteriana (McDonald *et al.*, 1990).

Cabe entender que el cepillado dental es fundamental para mantener la buena salud dental, pero éste debe complementarse con otros elementos para conseguir este objetivo; en este sentido la pasta dental en el cepillado es el procedimiento más utilizado en los países desarrollados, aunque éste también es considerado como un factor etiológico en la recesión gingival, en el desgaste dental y también se le considera en gran medida responsable de las abrasiones cervicales (Dyer *et al.*, 2000).

Estas connotaciones son las que hacen necesarias conocer la capacidad abrasiva de los elementos que intervienen en el cepillado dental, como los diferentes tipos de cepillo, los diferentes métodos de cepillado y las propiedades de la gran variedad de pastas dentales que existen hoy en día en el mercado.

Históricamente, el cepillado dental se ha utilizado a lo largo de los siglos para retirar restos alimenticios existentes en las superficies dentales. En el mundo islámico se utilizaba una rama de árbol de la salvadora pérsica conocido como "siwak", cuya madera contiene en su composición bicarbonato de sodio y ácido tánico (Barrios, 1989).

En la Grecia antigua se utilizaban elementos de limpieza como la piedra pómez, el talco, el alabastro, el polvo de coral y el óxido de hierro, se recomendaba fregar las encías y dientes con los dedos desnudos.

En la Roma clásica se utilizaban gran cantidad de sustancias para preparar el "dentrificum" como huesos, cáscaras de huevo, conchas de ostras y otros elementos que se mezclaban con miel y eran reducidas a un polvo fino. También se utilizaba el "nitrum": carbonato de potasio que se quemaba y se frotaba sobre los dientes (Barrios, 1989).

El cepillo dental tal y como es conocido actualmente, con las cerdas perpendiculares al mango fue inventado por el pueblo chino en 1490. La cultura japonesa en su desarrollo de las artes médicas en el siglo VI introdujo los cepillos dentales a través de los sacerdotes budistas quienes estaban obligados a cepillar los dientes y raspar su lengua antes de cada oración matutina (Ring, 1995).

1.2.2. Métodos de Cepillado Dental

A lo largo de los años se han descrito diferentes métodos o técnicas de cepillado dental, la literatura médica los ha recogido y se pueden clasificar en diferentes categorías dependiendo de las pautas de movimiento con el que se mueve el cepillo:

- Rotación: movimiento rotatorio, "Stillman modificado"
- Vibratorio: "Stillman", "Charters", "Bass"
- Circular: "Fones"
- Vertical: "Leonard"
- Horizontal: "fregado"

Se han realizado una considerable cantidad de estudios para comparar el efecto limpiador de distintos métodos de cepillado; hasta ahora ninguna técnica se ha mostrado claramente superior a las demás sino que más importante que la técnica de cepillado dental es la instauración de una voluntad y rutina de cuidado dental apropiada (Lindhe, 1985).

Los métodos de "Bass" y de "Charters" y la "técnica modificada de Stillman" son probablemente los más comúnmente recomendados actualmente. En la técnica de Bass (1954), se inclina el cepillo multipenacho blando unos 45° respecto el eje longitudinal de los dientes, y se lo presiona en sentido apical contra el margen gingival, se mueve el cepillo en una dirección antero posterior con acciones cortas y con un movimiento de vibración. Este método se ha demostrado eficaz para la remoción de los depósitos blandos sub y supra gingivales si es bien utilizado.

En la técnica de Charters (1948) la cabeza del cepillo se ubica contra los dientes en un ángulo de unos 45° respecto al plano oclusal; las cerdas del cepillo van dirigidas hacia oclusal/incisal y el movimiento del mismo es rotatorio de ida y vuelta, siendo esta técnica particularmente eficaz en los casos de recesión de las papilas interdetales y estos espacios están accesibles a la penetración de las cerdas del cepillo (Lindhe, 1985).

En la técnica modificada de Stillman los cepillos disponen de dos o tres hileras de cerdas medianas o duras, se colocan las cerdas hacia apical contra la encía adherida y, con una angulación de unos 45°, se presiona ligeramente hacia ésta y se hacen pequeños movimientos hacia delante y hacia atrás desplazando el cepillo en sentido coronal a lo largo de la encía adherida barriendo el margen gingival y la superficie cervical del diente. En esta técnica se utiliza la parte lateral de la cerda y no la punta. Este método está indicado en pacientes con retracción gingival progresiva y con exposición de la superficie radicular (Barrios, 1989).

1.2.3. Frecuencia del Cepillado Dental

Las recomendaciones generales son hacer un buen cepillado por lo menos una vez al día, sin embargo, lo ideal es hacerlo varias veces al día, con propósitos cosméticos y de prevención de la halitosis. A la vez se ha observado que hay una mejor disciplina si el paciente se cepilla varias veces al día que una única vez. Algunos autores creen que la placa bacteriana tarda un cierto tiempo en organizarse para ser patógena y que realmente un cepillado totalmente efectivo cada 48 horas sería suficiente (Barrios, 1989).

1.2.4. Tipos de Cepillos Dentales

La evolución de los cepillos dentales a lo largo de la historia desde los antiguos palos egipcios para masticar hasta los modernos cepillos eléctricos actuales ha sido larga. Los egipcios usaban pequeñas ramas con puntas desgastadas para limpiar sus dientes llamados palos o varas para masticar en el año 3000 a.c.

En 1498 los chinos fijaron cerdas de jabalí siberiano a un mango de bambú o de hueso y así inventaron el cepillo dental. Y posteriormente se introdujo en Europa reemplazando las cerdas por crin de caballo (año 1600). Ya en el siglo XIX se comienza la producción de cepillos manuales a gran escala y, en 1938 se alcanza la popularidad de éstos con la introducción de las cerdas de nylon. Un año más tarde, en 1939, se desarrolla el primer cepillo eléctrico en Suiza, pero no es hasta 1987 que se presenta el primer cepillo dental eléctrico para uso doméstico de acción rotatoria (Ring, 1995).

En este sentido podemos prescribir básicamente dos tipos de cepillo al paciente: manual o eléctrico. Algunos estudios indican que no hay diferencia en el resultado final en lo que se refiere al control de placa bacteriana respecto a si se utiliza cepillo manual o eléctrico. Si bien en el tipo de cepillo eléctrico y el movimiento que éste puede realizar puede disminuir la placa dental y la gingivitis a largo y a corto plazo (ADA, 1983; Deery *et al.*, 2004).

Los cepillos manuales convencionales consisten en cerdas de nylon agrupadas en series de haces y dispuestos de dos a cuatro filas paralelas. El diámetro de cada cerda determina su dureza, considerándose suaves las comprendidas entre 0.18 y 0.23 mm (McDonald *et al.*, 1990).

Los cepillos dentales eléctricos se introdujeron comercialmente por primera vez a comienzos de los años sesenta y se han establecido como una opción a los métodos manuales de cepillado dental. En el Reino Unido las ventas anuales de cepillos eléctricos se han duplicado entre 1999 y 2001 y el total de ventas de todos los cepillos aumentó del 2% en 1999 al 7% en 2001 (Robinson *et al.*, 2005).

Los cepillos con accionamientos mecánicos tienen diversos movimientos de cepillado, que incluyen movimiento alternante (hacia atrás y hacia delante), movimiento de arco (Hacia arriba y abajo), una combinación de ambos y un movimiento rotatorio. Los cepillos dentales eléctricos simulan el cepillado manual de diferentes maneras, la revisión de ensayos realizada por Robinson en 2005 encontró que sólo la rotación y oscilación (cuando el cabezal del cepillo gira en una dirección y luego en otra) es mejor que los cepillos dentales manuales para eliminar la placa y reducir la inflamación de las encías sin posibilidad de dañarlas; aunque la significancia clínica de esta reducción no es del todo conocida (Heanue, 2003; Deery, 2004).

También se observó que el cepillo eléctrico está indicado para los pacientes con alguna limitación en los movimientos físicos o que tienen algún problema de limitación psíquica; además el cepillo eléctrico es suave y parece que el factor novedad influye, en un principio al uso continuo de éste. Aunque parece demostrado que 36 meses después de la compra del cepillo eléctrico el 62% de las personas lo usaban diariamente, el nivel de conformidad era elevado y no tenía relación con ningún factor social de la población estudiada (Barrios, 1989; McDonald *et al.*, 1990; Robinson *et al.*, 2005).

La asociación dental americana "ADA" aconseja las siguientes dimensiones para el cepillo dental: la superficie activa debe ser de 25.4 a 31.8 mm de longitud 7.9 a 9.5 mm de ancho, debe tener de 2 a 4 hileras de cerdas y de 5 a 12 por hilera el diámetro de las cerdas debe ser de aproximadamente de 2 mm y puntas redondeadas. El cepillo infantil debe ser de dimensiones más reducidas, el diámetro de las cerdas debe ser de 1 mm y la longitud de 8.7 mm (ADA 1983; Barrios, 1989).

1.3. Pastas Dentífricas

1.3.1 Definición

Dentífrico: Cualquier sustancia o combinación de sustancias especialmente preparada para el usuario, para la limpieza de las superficies accesibles de los dientes.

Pasta Dental: cualquier preparación dentífrica semi-sólida presentada en forma de pasta, crema o gel (ISO 1942-1, 1989).

1.3.2 Historia y Función de los Dentífricos

Hace 4000 años médicos egipcios idearon una pasta dentífrica altamente abrasiva compuesta por piedra pómez pulverizada y un fuerte vinagre de vino que se aplicaba con un pequeño palo, fue la primera pasta dentífrica de la que se tiene conocimiento. Los romanos la elaboraban con orina humana y servía de enjuague (Panati, 1990).

Los dentífricos, ya sea en forma de pastas de dientes, geles y polvos, cumplen con tres funciones importantes. En primer lugar, sus acciones abrasiva y detergente eliminan más eficazmente residuos, placa y película teñida que si se usa únicamente el cepillo de dientes. En segundo lugar, pulen los dientes permitiendo una mayor reflexión de la luz y un aspecto más estético. El alto pulido, como beneficio añadido, permite que los dientes resistan mejor el depósito de microorganismos y tinciones de superficies más rugosas. Finalmente, los dentífricos actúan como vehículo de agentes terapéuticos con beneficios conocidos; entre ellos, fluoruros, agentes para el control del cálculo, agentes desensibilizantes y agentes remineralizantes.

Los fluoruros aumentan la resistencia a la caries y pueden, con una higiene oral correcta, favorecer la remineralización de las lesiones adamantinas no cavitadas incipientes. Los agentes para el control del cálculo, como los pirofosfatos potásico y sódico, reducen la velocidad de formación de nuevos depósitos supragingivales de cálculo. Los agentes desensibilizantes con eficacia clínica probada son el cloruro de estroncio y el nitrato potásico.

Se están investigando las ventajas terapéuticas de otros aditivos, como los peróxidos y los bicarbonatos. Los productos anunciados como «dentífricos blanqueadores» pueden contener sólo un agente abrasivo o uno químico y uno abrasivo. El primer tipo de aditivo actúa eliminando mecánicamente la tinción superficial, mientras que el último lo hace mediante un mecanismo combinado de abrasión y blanqueamiento (Anusavice, 2004).

Se dispone de muchas pruebas de un efecto preventivo sobre la caries cuando se cepillan los dientes con una crema dental fluorada, aunque esto se cree que se debe más a el efecto del flúor que al cepillado en si mismo (Robinson *et al.*, 2005).

1.3.3 Composición de los Dentífricos

Los dentífricos se pueden encontrar actualmente en el mercado en diferentes formas; en pasta, en gel o en polvo, aunque la forma más popular es la primera. Entre sus ingredientes podemos incluir típicamente un componente abrasivo, un detergente y agentes para el color y el sabor artificial. Las pastas también contienen agua, humectantes (p. ej., glicerina o sorbitol) y aglutinantes, como carboximetilcelulosa. Estos últimos actúan como diluyentes, la concentración del componente abrasivo en la forma de presentación de pasta es acerca del 25 al 50% del que contiene en forma de polvo, por ese motivo las pastas son consideradas menos abrasivas (Combe, 1990; Phillips, 1993; Anusavice 2004).

1.3.4 Abrasividad de los Dentífricos

El dentífrico ideal debe proporcionar la mayor acción de limpieza posible de las superficies dentarias con los menores porcentajes de abrasión posibles. Los dentífricos no tienen por qué ser muy abrasivos para limpiar los dientes eficazmente. Esto supone una ventaja, puesto que el cemento y la dentina de las superficies

radiculares expuestas sufren un desgaste 35 y 25 veces más que el esmalte, respectivamente.

Tabla 1.6. Componentes más habituales de los dentífricos (Anusavice, 2004)

| | composición (% en peso) | composición (% en peso) | | |
|-------------------------------------|----------------------------|----------------------------|---|---|
| componente | pastas y geles | polvo | sustancias | Objetivo |
| Abrasivo | 20-55 | 90-98 | Carbonato cálcico. Fosfato cálcico dibásico dihidratado. Alúmina hidratada. Sílice hidratada. Bicarbonato sódico. Mezclas de los Abrasivos. nombrados. | Remoción de placa/tinción. Pulido De la superficie Dentaria |
| Detergente | 1-2 | 1-6 | Laurel sulfato Sódico. | Ayuda a remoción de residuos. |
| Colorante | 1-2 | 1-2 | Colorantes alimentarios. | Aspecto. |
| Saborizante | 1-2 | 1-2 | Aceites de menta verde, hierbabuena, Gualteria o canela. | Sabor. |
| Humectante | 20-35 | 0 | Sorbitol, glicerina. | Mantiene contenido húmedo. |
| Agua | 15-25 | 0 | Agua desionizada. | Agente de suspensión |
| Aglutinante | 3 | 0 | Alga carragenina. | Espesante, previene Separación sólido-liquido |
| Fluoruro | 0-1 | 0 | Monofluorofosfato Sódico. Fluoruro sódico. Fluoruro estañoso. | Previene caries dental. |
| Agentes para el Control del calculo | 0-1 | 0 | Pirofosfato disódico. Pirofosfato tetrasódico Pirofosfato tetrapotásico. | Inhibe formación de cálculo sobre margen gingival. |
| Agentes desensibilizantes | 0-5 | 0 | Nitrato potásico Cloruro de estroncio. | Promueve oclusión de túmulos dentinarios. |

Se han desarrollado pruebas de laboratorio estandarizadas para medir la capacidad de limpieza y la abrasividad de un dentífrico. En este apartado nos centraremos únicamente en las pruebas de abrasividad. Actualmente, los métodos de elección para evaluar la abrasividad de un dentífrico emplean muestras de dentina irradiada

que se cepillan durante varios minutos con los dentífricos de prueba y otros de referencia. Se calcula entonces la proporción de abrasividad comparando la cantidad de fósforo radiactivo (^{32}P) liberada por cada dentífrico y multiplicando este valor por 1.000. Un dentífrico debe obtener una puntuación de abrasividad de 200 a 250, o menos, para satisfacer los requisitos de la prueba de abrasividad propuesta por la American Dental Association (ADA) y la International Organization for Standardization (ISO). El nombre de este índice es el Relative Dentine Abrasion (RDA) (Hefferren, 1979; ISO 11609, 1995; Anusavice, 2004).

Esto significa que un dentífrico de prueba puede abrasionar del 20 al 25% de dentina con respecto al de referencia estándar para ser considerado seguro en su uso normal ensayo de laboratorio para predecir la abrasividad real de varios dentífricos in vivo. La mayoría de los dentífricos actuales no son excesivamente abrasivos (Carr *et al.*, 2002; Anusavice, 2004).

La ADA determina que un dentífrico es «aceptado» sólo si cumple unos requisitos específicos. Primero, su abrasividad no debe exceder el valor de abrasividad máximo aceptable de 250 (valor límite también para el estándar de la ISO). Segundo, el fabricante debe presentar datos científicos, procedentes habitualmente de ensayos clínicos, que verifiquen la información que el fabricante quiera poner en el envase del producto o en la publicidad comercial. Esta publicidad del fabricante es también revisada periódicamente por el Consejo correspondiente de la ADA (Anusavice, 2004).

Factores que modifican la abrasividad del dentífrico:

A/ Factores Extraorales

- Tipo, tamaño y cantidad de la partícula abrasiva en el dentífrico
- Cantidad de dentífrico utilizado
- Tipo de cepillo dental
- Técnica de cepillado y fuerza aplicada durante el cepillado
- Frecuencia y duración del cepillado

- Coordinación y estado mental del paciente (Phillips, 1993)

B/ Factores Intraorales

- Consistencia y cantidad de saliva (variaciones normales)
- Xerostomía inducida por medicamentos, patología de las glándulas salivales y radioterapia.
- Presencia, cantidad y calidad de los depósitos dentales existentes (película, placa, cálculo).
- Exposición de superficies radiculares de los dientes.
- Presencia de materiales de restauración, prótesis dentales y aparatos de Ortodoncia (Anusavice, 2004).

1.3.5 Requisitos de la norma ISO 11609:1995

- **Flúor total**

La concentración de flúor total no debe exceder los límites indicados en las leyes y reglamentaciones nacionales y, en ningún caso, la concentración de flúor total debe exceder del 0,15% (*del peso*). Cuando se usen dispensadores, por ejemplo dosificadores de varias clases, el contenido total de flúor por unidad no debe exceder de 300 mg.

- **Metales pesados**

La concentración máxima no debe exceder de los límites indicados por las leyes y reglamentaciones nacionales. En ningún caso la concentración de metales pesados en pastas dentífricas debe ser mayor de 20 mg/kg.

- **Alcalinidad**

La pasta dentífrica debe tener un pH inferior a 10,5.

- **Desmineralización**

Las pastas dentífricas que tengan un pH menor de 5,5 deben ser sometidas al ensayo de desmineralización. La pérdida de esmalte de los dientes sometidos al ensayo no debe ser mayor que la pérdida de los dientes sometidos al tratamiento de control; en caso contrario, debe cumplir con los requisitos del ensayo de abrasión del esmalte.

- **Compatibilidad con los tejidos orales**

Las pastas dentífricas no deberían causar irritación ni daño a los tejidos orales en las condiciones de uso previstas por el fabricante.

- **Poder abrasivo**

El poder abrasivo de las pastas dentífricas no debe superar los siguientes límites especificados para la dentina: 2,5 veces el del material primario de referencia.

- **Hidratos de carbono fácilmente fermentables**

Las pastas dentífricas no deben contener hidratos de carbono fácilmente fermentables. La conformidad con este requisito, se debe establecer por la ausencia de estos productos en la fórmula completa o por medio de ensayos realizados de acuerdo con los métodos analíticos más frecuentemente utilizados (ISO 11609, 1995).

2. JUSTIFICACIÓN, OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2. JUSTIFICACIÓN, OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2.1. Justificación del Estudio

El cepillado dental con pastas dentales es la forma más común de higiene dental. Aunque la mayoría de la gente sigue utilizando cepillos dentales manuales, los cepillos eléctricos están adquiriendo un incremento de su uso de forma gradual en los últimos años (Deery *et al.*, 2004). En estudios comparativos de tres sistemas de cepillos eléctricos los autores concluyeron que la acción de oscilación/rotación/pulsación de los cepillos era más efectiva en la remoción de placa que los cepillos de alta frecuencia de movimiento en una sola dirección (Sharma *et al.*, 2005). Además, una revisión de la literatura concluyó que los cepillos eléctricos con acción de rotación/oscilación consiguieron una ligera mayor reducción de la placa dental y de la gingivitis comparado con el cepillado manual. No obstante existen pocos datos en lo concerniente a los efectos secundarios de su uso (Deery *et al.*, 2004). Hay que añadir que, para lograr unos óptimos resultados en el cepillado dental, es necesario incorporar solventes orgánicos y sustancias abrasivas a las pastas dentales. La abrasividad de tales sustancias no debe ser tan intensa como para causar daños involuntarios en los tejidos orales, ya sean blandos o duros, o en las restauraciones dentales. La abrasión inducida por un agente abrasivo en la superficie está influenciada por diversas propiedades del propio agente; tales como la composición química, estructura cristalina, adherencia, friabilidad, dureza, forma de las partículas y de su superficie, distribución del tamaño de partículas, solubilidad, concentración y compatibilidad con otros ingredientes de la pasta dental. La abrasividad de las pastas dentales pueden ser medidas por una gran variedad de métodos *in vitro*, de los cuales el "Relative Dentine Abrasion" (RDA) es el más conocido y recomendado por la "International Standards Organization" (Hefferren, 1979; ISO 11609, 1995).

La abrasión en el cepillado dental se ha estudiado en esmalte (Attin *et al.*, 1997; Hooper *et al.*, 2003), dentina (West *et al.*, 1998; Hooper *et al.*, 2003; De Menezes *et al.*, 2004), composite (Tanoue *et al.*, 2000), resina acrílica (Haselden *et al.*, 1998; Kawai *et al.*, 1998; West *et al.*, 1998; Richmond *et al.*, 2004), cerámica (Anil *et al.*, 2002), ionomero de vidrio (Momoi *et al.*, 1997) y amalgama (Momoi *et al.*, 1997). Sin embargo, sólo unos pocos estudios *in vitro* se han centrado en los efectos del cepillado en aleaciones metálicas de uso dental (Wataha *et al.*, 1999; 2002a; 2003). Y éstos revelan que mientras que las aleaciones basadas en Níquel (Ni-Cr y Ni-Cr-Be) muestran valores relativamente altos (600-800 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ de Ni) de elemento liberado después del cepillado con pasta dental durante 48 horas (Wataha 2003), sólo la aleación de Ni-Cr-Be muestra un gran incremento de la citotoxicidad en las mismas condiciones (Wataha *et al.*, 2002a).

Existen en el mercado cientos de aleaciones metálicas disponibles para su uso en las restauraciones protésicas. La elección de un tipo de aleación viene determinada por las demandas que cada aplicación requiere. Al elegir el material idóneo deberá tenerse en cuenta varios aspectos: las propiedades requeridas por el material (propiedades físicas, técnicas de colado y manufactura), la degradación que padecerá (corrosión), las condiciones en que el material prestará el servicio (biocompatibilidad) y el aspecto económico (Geurtsen, 2002; Schmalz *et al.*, 2002; Wassell *et al.*, 2002; Wataha *et al.*, 2002b; Roberts *et al.*, 2009). En la elección de la aleación metálica para las aplicaciones clínicas dentales, las aleaciones de Ni-Cr y Co-Cr se han convertido en una alternativa más barata a las aleaciones basadas en oro y oro-paladio, también disponen de unas propiedades mecánicas que les confieren unas prestaciones adecuadas para su uso (Wassell *et al.*, 2002; Wataha *et al.*, 2002b). El titanio es un material relativamente nuevo en la fabricación de prótesis dentales (Wang *et al.*, 1996). De todas formas el titanio posee varias ventajas comparado con el Ni-Cr y el co-Cr que incluyen el bajo peso, la biocompatibilidad y la baja conductividad de calor; pero requiere de una técnica de procesado más compleja con temperaturas elevadas (1650°C), un revestimiento especial de magnesio y una atmósfera de argón bajo vacío para su colado (Wang *et al.*, 1996; Wassell *et al.*, 2002).

El cepillado con pasta dental puede producir pues, cambios en la morfología superficial de los dientes naturales y de los materiales de restauración; estos cambios pueden alterar la retención de placa dental y el potencial de corrosión de estos materiales; liberando al medio bucal sustancias e iones metálicos que pueden, potencialmente, afectar a su entorno más inmediato y a nivel sistémico.

Resulta evidente la dificultad que entraña realizar una cuantificación de estos cambios morfológicos ya sea en dientes naturales o en materiales de restauración así como la posible liberación de iones por parte de aleaciones metálicas mediante un estudio *in vivo*, debido a que en este tipo de estudio la valoración de los resultados obtenidos podría ser discutible debido al carácter totalmente multifactorial que presenta (efecto de la masticación, bruxismo, flujo constante de saliva, cambios de pH a causa de alimentos ingeridos, cambios térmicos...). Es por este motivo que se aceptan los estudios *in vitro* en soluciones de saliva artificial y, de este modo, a partir de los resultados obtenidos, y conociendo la patogenicidad de ciertos elementos metálicos se pueden realizar hipótesis respecto al comportamiento que el material estudiado va a tener en el paciente portador.

Así pues, sería interesante conocer el desgaste de diferentes aleaciones metálicas causado por el cepillado dental con diferentes pastas dentales y por otra parte la variación de la microdureza y de la rugosidad que dichos materiales han sufrido por esta causa. Con esta información se podrá predecir el comportamiento de dichos materiales debido al cepillado dental a largo plazo en función del grado de abrasividad del dentífrico. Asimismo, se podrá tener una idea del material liberado al medio bucal.

2.2. Objetivos del Estudio

1. Evaluar la pérdida de masa y de volumen de una aleación de Cromo-Níquel, de una aleación de Cromo-Cobalto, de Titanio comercialmente puro y de la Cerámica durante el cepillado eléctrico con dentífricos de distinta abrasividad (Índice RDA – Relative Dentine Abrasión).
2. Evaluar la capacidad abrasiva de 4 dentífricos comerciales con distinto índice RDA, en la superficie de diversos materiales utilizados en prostodoncia durante el cepillado dental con un cepillo eléctrico a largo plazo.
3. Determinar la variación de la rugosidad superficial de diferentes materiales prostodónticos tras el cepillado con dentífricos de diversa abrasividad.
4. Valorar el cambio en la microdureza de diferentes materiales prostodónticos tras el cepillado con dentífricos de diversa abrasividad.

2.3. Hipótesis de Trabajo

Acorde con los objetivos de este estudio *in vitro*, se plantearon las siguientes hipótesis de trabajo:

1. El cepillado mediante cepillo dental eléctrico con dentífrico provoca una pérdida de masa y de volumen en función de la dureza y de la densidad del material prostodóntico de que se trate.

2. La capacidad abrasiva de los dentífricos en los materiales protodónticos está relacionada con el índice RDA.

3. El cepillado con dentífricos no provoca ninguna variación en la rugosidad superficial de diversos materiales protodónticos.

4. El cepillado con dentífricos no provoca ninguna variación en la microdureza de diversos materiales protodónticos.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1. Materiales Estudiados

3.1.1. Descripción de las muestras

En este estudio se utilizaron tres aleaciones metálicas fabricadas para la confección de coronas totales metálicas coladas y para coronas metal-cerámica; una aleación de Cromo-Cobalto, una de Cromo-Níquel y una de Titanio de grado II debido a que son materiales de uso común como materiales de restauración prostodóntica en nuestra sociedad:

- Aleación metálica de cromo-níquel (Cr-Ni) para uso dental IPS d.SIGN®15 de Ivoclar Vivadent® AG. Schaan, Liechtenstein. (Ni 58.7, Co <1.0, Cr 25.0, Mo 12.1, Si 1.7, Fe 1.9, Ce <1.0)
- Aleación metálica de cromo-cobalto (Cr-Co) para uso dental IPS d.SIGN®30 de Ivoclar Vivadent®, Inc. Amherst, N.Y., USA. (Co 60.2, Cr 30.1, Ga 3.9, Nb3.2, Si <1.0, Mo <1.0, Fe <1.0, B <1.0, Al < 1.0, Li <1.0)
- Titanio comercialmente puro de Grado II Tritan® de Dentaaurum®, Ispringen, Germany.

También se eligió un material cerámico como material de control debido a su resistencia a la abrasión:

- Cerámica Shofu® Vintage Halo®, San Marcos, CA, USA.

3.1.2. Obtención de las muestras

3.1.2.1. Muestras metálicas

3.1.2.1.1. Modelado de las muestras de metal

Las muestras de metal se obtuvieron partiendo de una plancha de Cera de Reus[®] (Ceras Reus S.A., Reus, España) de 200 mm por 50 mm de medida y de 1.5 mm de grosor uniforme en toda su extensión con punto de fusión a 40°C y se recortaron con una hoja de bisturí del número 11 hasta obtener unas planchas de unas dimensiones de 36 mm x 18 mm x 1.5 mm.

Dichas planchas se utilizaron como encerado para el proceso de colado de los diferentes metales, y fueron sometidas a todos los procesos de fabricación a la que se someten los metales para confeccionar una prótesis dental fija con metal y cerámica.

3.1.2.1.2. Preparación de los bebederos de colada

Se pesó la base del cilindro para realizar el cálculo de la cera utilizada (Balanza de Precisión manual Kiesel[®] de dos platos 100 y 250 g, Sant Cugat del Vallès, España).

Se colocaron los bebederos y los canales de colado de forma que el reservorio quedó en el centro térmico del cilindro. Los canales de conexión entre el reservorio y la pieza colada tenían un diámetro de 2.0 y 3.0 mm. Se pegaron a esta estructura las planchas de cera ya recortadas en un número de 4 planchas. En la Figura 3.1, se observa el cilindro para colado del titanio montado con los bebederos y las planchas montadas.

3.1.2.1.3. Revestimiento

Se pesaron las piezas de cera incluidos los canales a fin de determinar que cantidad de aleación se requería.

Peso de cera x densidad de la aleación = cantidad de la aleación en gramos

El revestimiento utilizado fue un revestimiento ultra fino a base de fosfatos sin grafito, para las aleaciones de Cr-Ni y Cr-Co (Ceramvest[®], Protechno[®], Vilamalla, España); y se utilizaron 150 g de componente polvo del revestimiento por cada 36 ml del componente líquido (Expansor[®], Protechno[®], Vilamalla, España), según especificaciones del fabricante para estas aleaciones de Cr-Ni y Cr-Co. El tiempo de batida (Máquina mezcladora de yeso para revestimiento con compresor Mestra[®] Iris 080518, Bilbao, España) fue de 30 segundos, posteriormente se vació con ayuda de una máquina vibradora de vaciado de yeso (Máquina vibradora para vaciado de yesos Mestra[®] Circular) y el tiempo de endurecimiento del material posterior fue de 45 minutos.

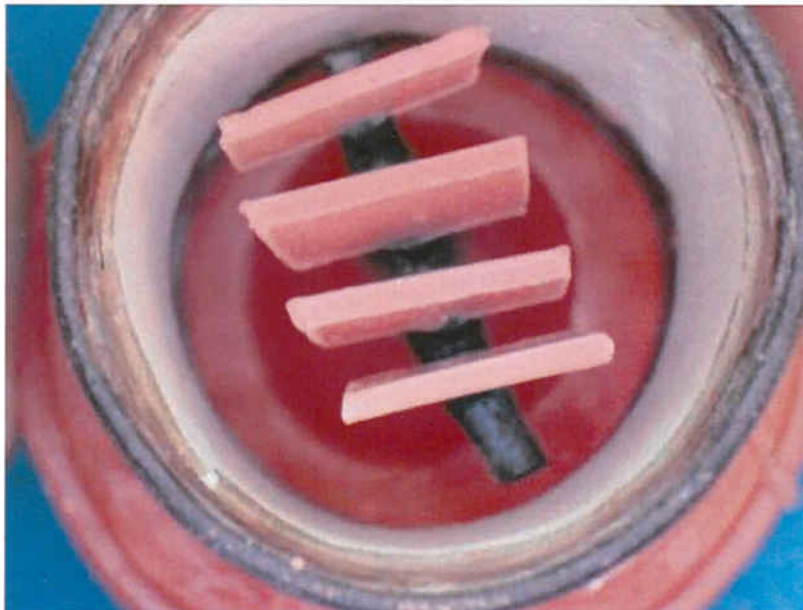


Fig. 3.1 Cilindro para colado de Titanio montado

El revestimiento para el Titanio fue Trinell® de Dentaurum® (Ispringen, Germany), especial para el colado del Titanio con base de magnesio; se utilizaron 250 g de polvo y 35 ml de líquido de mezcla. El tiempo de batida fue de 60 segundos al vacío, posteriormente se vació con ayuda de una máquina vibradora de vaciado de yeso (Mestra® Circular) y el tiempo de endurecimiento del material posterior fue de 60 minutos; finalmente se retiró la base del cilindro.

3.1.2.1.4. Colado de los Metales

Estas planchas de cera una vez colocadas en los revestimientos, por la técnica de la cera perdida se colaron los distintos metales:

Cromo-Níquel (Cr-Ni)

Se precalentó el horno (Mestra® HP-50) para colar a 325°C durante 30 minutos, posteriormente se aumentó la temperatura hasta 700°C durante 20 minutos. Finalmente, se alcanzó una temperatura que oscilaba entre 900 y 902°C y se mantuvo durante 11 minutos.

Entonces se colocó el crisol en la centrifugadora (Mestra® SM-2) y se colocaron las 6 pastillas de aleación metálica de cromo-níquel IPS d.SIGN®15 de Ivoclar Vivadent® que se habían establecido según el peso de cera pesada anteriormente (6 pastillas de 6 g = 36 g en total – densidad 8.3 g/m³).

Se fundió el metal con llama directa de soplete con punto de fusión a 1415-1475°C. Se centrifugó durante 17 segundos y se dejó enfriar el cilindro a temperatura ambiente.

Cromo-Cobalto (Cr-Co)

Se precalentó el horno (Mestra[®] HP-50, Bilbao, España) para colar a 325°C durante 30 minutos, posteriormente se aumentó la temperatura hasta 700°C durante 20 minutos. Finalmente, se alcanzó una temperatura que oscilaba entre 900 y 902°C y se mantuvo durante 11 minutos.

Entonces se colocó el crisol en la centrifugadora (Mestra[®] SM-2, Bilbao, España) y se colocaron las 9 pastillas de aleación metálica de cromo-cobalto IPS d.SIGN[®]30 de Ivoclar Vivadent[®] que se habían establecido según el peso de cera pesada anteriormente (9 pastillas de 4.2 g = 37.8 g en total – densidad 7.8 g/m³).

Se fundió el metal con llama directa de soplete con punto de fusión a 1220-1280°C. Se centrifugó durante 17 segundos y se dejó enfriar el cilindro a temperatura ambiente. En la Figura 3.2 se observa el cilindro de colado para cromo-cobalto enfriándose.



Fig. 3.2 Enfriamiento del colado de la aleación metálica de cromo-cobalto IPS d.SIGN[®]30 de Ivoclar Vivadent[®]

Titanio

Se introdujo el cilindro en un aparato microondas y se ajustó a un nivel de potencia bajo (500 W) para disolver la cera del cilindro colocando a éste con el crisol boca abajo durante un periodo de 8 minutos, posteriormente se esperó 10 minutos y se colocó en el horno (Rematitan[®] Autocast Dentaaurum[®], Ispringen, Germany – Figura 3.3 -) precalentado a 150°C y se fue aumentando progresivamente de temperatura hasta llegar a 1000°C, posteriormente se fue bajando la temperatura hasta alcanzar los 450°C y se mantuvo a esa temperatura durante 20 minutos (temperatura de colado para el cilindro). Se introdujo el cilindro en la máquina para colar Rematitan[®] Autocast de Dentaaurum[®] y se alcanzó una presión de 1 atmósfera; posteriormente se bajó a 0 atm. Con el electrodo de la coladora se alcanzan temperaturas de colado para titanio de 1800°C a 1850°C, temperatura a la que funde el titanio de grado II Tritan[®] de Dentaaurum[®]. Una vez colado se retiró el cilindro y se sumergió en agua a temperatura ambiente para que éste se enfriara.



Fig. 3.3 Máquina para colar Titanio

3.1.2.1.5. Preparación de las muestras metálicas

Una vez enfriados los cilindros después del colado, se rompió el cilindro de revestimiento y nos quedamos con el metal con restos de revestimiento como se puede observar en la Fig. 3.4. Se sometieron las planchas de Cr-Ni y Cr-Co a un primer arenado en una unidad arenadora con óxido de aluminio (Al_2O_3) Arenadora de Óxido de Aluminio (Al_2O_3) (Mestra[®]), de 250 micras a 4 kg de presión (3 bar/42 psi) (Proal[®] de Madespa, Toledo, España) para eliminar los restos de revestimiento que quedan adheridos en la superficie de las planchas.



Fig. 3.4 Eliminado del revestimiento del Cr-Ni y Cr-Co

Entonces se procedió al cortado (Motor de laboratorio Kavo[®] K-4 Plus, Leutkirch, Germany) de los hitos de las planchas de metal y a la separación y corte de ellas para obtener las planchas individuales de 18 x 18 x 1.5 mm con un disco de carburo de silicio tipo Schuler de Komet[®] (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Germany) de 25 x 0.6 mm. Una vez cortadas, se desbastaron las planchas con una piedra abrasiva Faiot montada en corindon de grano medio de Komet[®] (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Germany), siempre pasándola en la misma dirección.

Posteriormente se volvieron a arenar las planchas ya individualizadas y desbastadas con óxido de aluminio (Al_2O_3) de 50 micras (Proal[®] de Madespa, Toledo, España) a 3 kg de presión. Para finalizar todo este proceso se sometieron las planchas a aire a presión para eliminar los restos de óxido de aluminio que hubieran podido quedar adheridos en la superficie obteniéndose un aspecto que se puede observar en la Fig. 3.5.



Fig. 3.5 Aspecto de la aleación pre y post arenado

Las planchas de Titanio se arenaron con óxido de aluminio de 250 micras primero y posteriormente con Al_2O_3 de 50 micras (Proal[®]) a 3.5 kg de presión hasta conseguir un chispeo más fino y un metal más limpio.

Dichas planchas de titanio se sometieron a un tratamiento con ácido (35% ácido nítrico, 5% ácido fluorhídrico y el resto -60%- con H_2O destilada de uso médico), sumergiéndolas en dicha solución durante 45-60 segundos. Pasado este tiempo se limpiaron las planchas de ácido con agua y después con vapor de agua.

Después del tratamiento con ácido se precalentó el horno hasta 100°C y se colocaron las planchas de titanio en él y se fue aumentando la temperatura hasta alcanzar los 450°C , tiempo en el que se mantuvo durante 10 minutos y posteriormente se enfrió a temperatura ambiente. Una vez frías, se desbastaron las planchas de titanio con fresas indicadas para titanio (Komet[®] Gebr. Brasseler GmbH

& Co. KG, Lemgo, Germany), sin sobrepasar una velocidad máxima de 16000 r.p.m. Al acabar el desbastado, se chorreó con Al_2O_3 de 250 micras (Proal[®]) a una presión de 3 kg.

3.1.2.1.6. Proceso de Cerámica en los Metales

Una vez adquirimos las planchas de metal, éstas fueron sometidas a todo el proceso necesario de cocción de cerámica para cada metal; los procesos se realizaron según pautas del fabricante y, dependiendo del tipo de metal, el proceso puede tener ligeras variaciones.

Cromo-Níquel (Cr-Ni)

Las planchas de Cr-Ni se introdujeron en un horno de cocción de cerámica (Horno Vacumat 50[®] de Vita[®] Bad Säckingen, Germany) y se sometieron al siguiente proceso:

Primero se realizó el proceso de oxidación del material. No hubo periodo de presecado, se fue aumentando la temperatura gradualmente desde temperatura ambiente hasta alcanzar una temperatura final de 950°C a los 6 minutos, una vez alcanzada la temperatura final, se mantuvo durante 1 minuto sin vacío. Al finalizar el proceso se dejaron enfriar las muestras y presentaron el aspecto mostrado en la Fig. 3.6.

Posteriormente, se realizó el proceso de cocción del opaquer; en el que se sometieron las planchas a un tiempo de presecado de 4 minutos a 600°C, al finalizar el presecado se aumentó la temperatura gradualmente a lo largo de 6 minutos hasta alcanzar los 900°C a 0,8 bar de presión de vacío. Se mantuvo esta temperatura, ya sin vacío, durante 1 minuto y se enfrían las muestras a temperatura ambiente.

La cocción de la dentina se realizó con un tiempo de presecado de 7 minutos a 600°C, un aumento de las temperatura durante 7 minutos hasta llegar a 870°C a 0,8

bar de presión de vacío. Mantenimiento durante 1,2 minutos dicha temperatura sin vacío. Posteriormente se dejaron enfriar las muestras a temperatura ambiente.

Y la última cocción a que se sometieron fueron la de glaseado, con un tiempo de presecado de 3 minutos a 600°C, un aumento de la temperatura durante 4 minutos hasta alcanzar 850°C sin vacío; y un tiempo de mantenimiento de 2,3 minutos sin vacío, posteriormente se dejaron enfriar las muestras a temperatura ambiente.

Cromo-Cobalto (Cr-Co)

Las planchas de Cr-Co se introdujeron en un horno de cocción de cerámica (Horno Vacumat 50[®] de Vita[®] Bad Säckingen, Germany) y se sometieron al siguiente proceso:

Primero se realizó el proceso de oxidación del material. No hubo periodo de presecado, se fue aumentando la temperatura gradualmente desde temperatura ambiente hasta alcanzar una temperatura final de 925°C a los 5 minutos con una presión negativa de vacío de 0,8 bar; una vez alcanzada la temperatura final, se mantuvo durante 5 minutos con vacío a esa presión negativa. Al finalizar el proceso se dejaron enfriar las muestras.

Posteriormente, se realizó el proceso de cocción del opaquer; en el que se sometieron las planchas a un tiempo de presecado de 4 minutos a 600°C, al finalizar el presecado se aumentó la temperatura gradualmente a lo largo de 6 minutos hasta alcanzar los 900°C a 0,8 bar de presión de vacío. Se mantuvo esta temperatura, ya sin vacío, durante 1 minuto y se enfrían las muestras a temperatura ambiente.

La cocción de la dentina se realizó con un tiempo de presecado de 7 minutos a 600°C, un aumento de las temperatura durante 7 minutos hasta llegar a 870°C a 0,8 bar de presión de vacío. Mantenimiento durante 1,2 minutos dicha temperatura sin vacío. Posteriormente se dejaron enfriar las muestras a temperatura ambiente.

Y la última cocción a que se sometieron fueron la de glaseado, con un tiempo de presecado de 3 minutos a 600°C, un aumento de la temperatura durante 4 minutos hasta alcanzar 850°C sin vacío; y un tiempo de mantenimiento de 2,3 minutos sin vacío, posteriormente se dejaron enfriar las muestras a temperatura ambiente.

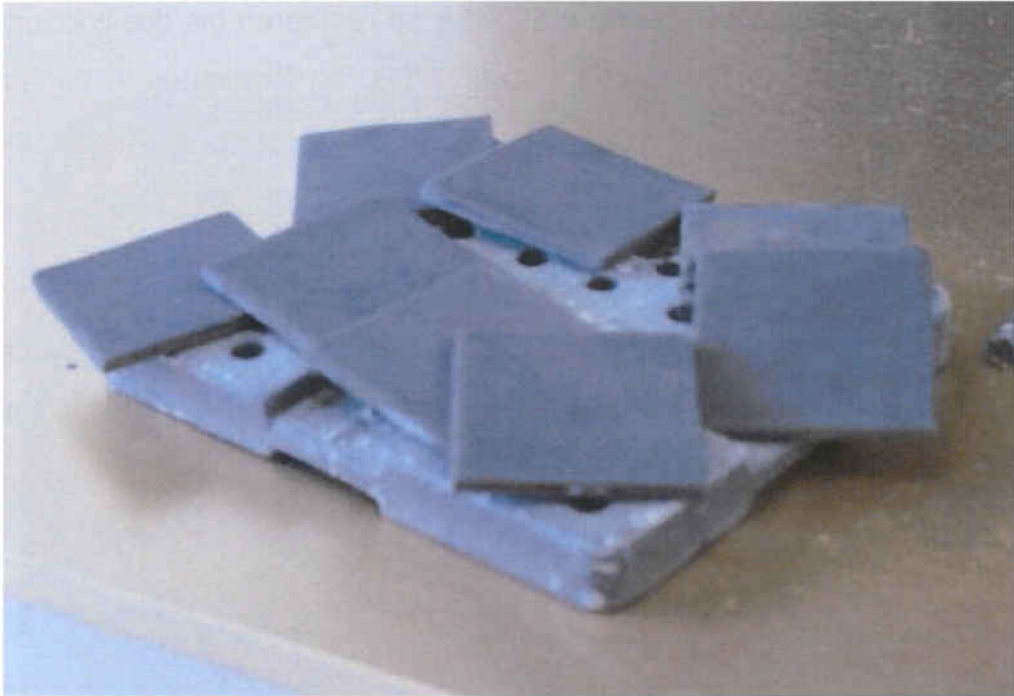


Fig. 3.6 Muestras de Cr-Ni después de la oxidación

Titanio

Las planchas de Titanio se prepararon para la capa del adhesivo ("bonding") limpiándolas previamente con vapor de agua y dejándolas secar 10 minutos protegiéndolas de la contaminación con posibles impurezas o de grasas, una vez preparado el metal para el adhesivo, se introdujeron en un horno de cocción de cerámica (Horno Vacumat 40[®] de Vita[®] Bad Säckingen, Germany) y se sometieron al siguiente proceso:

Cocción del adhesivo ("bonding"): con el horno precalentado a 500°C, se fue aumentando la temperatura hasta alcanzar los 800°C durante 5 minutos, y se dejaron enfriar las muestras.

Precalentando, de nuevo el horno a 500°C, se procedió a las dos cocciones de las dos capas de opaquer, aumentando la temperatura hasta 780°C durante 5 minutos por dos veces, y dejando enfriar a temperatura ambiente las planchas de titanio entre cada proceso.

Nuevamente se precalentó el horno a 500°C y se realizaron las dos cocciones de la cerámica aumentando la temperatura hasta 770°C en 7 minutos y manteniéndola durante 30 segundos por dos veces, y dejando enfriar a temperatura ambiente las planchas de titanio entre cada proceso.

Finalmente el último programa de cocción fue el del glaseado de la cerámica, para ello se precalentó otra vez el horno a 500°C y se aumentó la temperatura hasta 765°C en 5 minutos. Las muestras se dejaron enfriar, nuevamente, a temperatura ambiente.

3.1.2.2. Muestras cerámicas

3.1.2.2.1. Modelado de las muestras cerámicas

Para la confección de las muestras de cerámica se procedió a elaborar la cerámica de la siguiente forma; se mezcló manualmente el polvo de la cerámica (Cerámica Shofu® Vintage Halo®) (unos 2 g de polvo de la cerámica con 1 ml de líquido de la cerámica por muestra) con el líquido (con base acuosa) hasta llegar a una consistencia cremosa. Para modelar los discos de cerámica se procedió a cortar una jeringa de plástico de 20 ml (BD Discardit™ II, Becton Dickinson S.A., Fraga, España) por la zona del embudo. Se pintó con un pincel el interior del cuerpo de la jeringa y la punta del émbolo con un líquido separador (Isoflex® de Bredent® Senden-Witzighausen, Germany) para que la cerámica no se adhiriera al plástico de la jeringa. La masa de la cerámica cruda la empacamos en el interior del cuerpo de la jeringa hasta un grosor de la primera marca del cuerpo (2 mm), ésta se hizo vibrar para que no quedaran poros secando el agua sobrante con papel de celulosa.

Posteriormente se fue empujando el émbolo de la jeringa y se retiraron los discos de cerámica con un bisturí de uno a uno, obteniendo los discos de cerámica preparados para la cocción de un grosor de 2 mm y 20 mm de diámetro como se puede apreciar en la Fig. 3.7.



Fig. 3.7 Preparación de los discos de cerámica

3.1.2.2.2. Cocción de las muestras de Cerámica

Primera Cocción: Se precalentó el horno (Austromat 3001[®] de Dekema[®], Freilassing, German) a 900°C durante 10 minutos, al alcanzar esta temperatura, se dejó enfriar hasta alcanzar los 450°C para poder colocar las muestras de cerámica, que se colocaron en sesiones de cuatro unidades cada una. Se vuelve a elevar la temperatura hasta 600°C, temperatura en la que realizaron dos presecados de 3 minutos cada uno con el horno abierto. En el segundo presecado se fue subiendo la mufla (la base del horno) lentamente durante los tres minutos de presecado, momento en el que el horno se cerró y realizó un último secado más de 3 minutos

con el horno cerrado. Posteriormente se procedió a hacer el vacío y aumentar la temperatura hasta 880°C con vacío, manteniendo éstas condiciones cuando las alcanzó un minuto; momento en el que el horno se abrió 2/8 partes y dejó enfriar la mufla hasta los 810°C para volverse a cerrar posteriormente y realizar un enfriamiento de 3 minutos a 810°C. Finalmente se abrió el horno y se dejó enfriar las muestras de cerámica a temperatura ambiente. Una vez ésta se enfrió se procedió a la segunda cocción.

Segunda Cocción: El procedimiento de la primera cocción se repitió pero el horno alcanzó la temperatura máxima de 875°C en lugar de los 880°C de la primera cocción. Posteriormente se procedió al glaseado de las superficies de las muestras de cerámica.

Después de la segunda cocción se procedió al desbastado y pulido de las muestras de cerámica eliminando los restos y regularizando la superficie mediante una pieza de mano y fresas de pulir cerámica de piedra abrasiva Dura-Green Stones® de Shofu® (Shofu Inc., Kyoto, Japan). Una vez pulidas, se realizó el glaseado de las muestras cerámicas pintándolas con un pincel con una capa de solución de glasear cerámica Porcelan Stain® de Shofu® (Shofu Inc., Kyoto, Japan) repartida de forma uniforme por una de las dos caras de los discos. Una vez realizada esta capa se procedió a la cocción del glaseado.

Glaseado: con el horno precalentado, éste subió hasta 850°C y, sin vacío, se realizaron dos precalentamientos, el primero de 2 minutos (tiempo en el que la mufla está fuera del horno); y el segundo precalentamiento, de 3 minutos, en el que la mufla fue subiendo progresivamente hasta cerrarse el horno sin vacío. Se calentó hasta 850°C y se mantuvo esa temperatura a lo largo de un minuto. Finalmente la temperatura del horno descendió hasta 810°C y se mantuvo tres minutos; temperatura en la que la cerámica ya empieza a enfriarse. Para terminar se abrió el horno y se dejó salir las muestras de cerámica para que se enfriaran a temperatura ambiente.

El tamaño final de los discos de cerámica fue, después de la contracción por las cocciones y de pulirlos, de 1,8 mm de grosor, y de unos 17 mm de diámetro (Fig. 3.8).



Fig. 3.8 Muestras de Cerámicas acabadas

3.2. Distribución de las muestras

3.2.1. Grupos de estudio

Se obtuvieron finalmente 4 tipos de muestras: 40 muestras de aleación metálica de cromo-cobalto (Cr-Co), 40 muestras de aleación metálica de cromo-níquel (Cr-Ni), 40 muestras de titanio de grado II (Ti), todas ellas de forma cuadrada y 40 muestras de cerámica cilíndricas. Estas muestras se caracterizaron estudiando su rugosidad (profilometría), microdureza, microestructura y masa (peso) mediante unos procedimientos que se detallan más adelante.

Las 40 muestras de cada material se distribuyeron aleatoriamente en cinco grupos ($n=8$); cada uno de los cinco grupos formados, correspondió a un grupo de cepillado dental con un tipo de pasta dental (cuatro tipos distintos de dentífrico, más un grupo de cepillado sin pasta dental, sólo con saliva artificial). Cuatro especímenes de cada material se cepilló con la pasta dental en cada uno de los cinco grupos; las cuatro muestras restantes fueron inmersas en la pasta dental y la saliva artificial sin ningún tipo de cepillado para obtener un grupo control del potencial de corrosión sin efecto del cepillado (Tabla 3.1).

Tabla 3.1. Distribución de las muestras en los grupos de estudio

| | | | |
|-----------------|--------------------------------|---------------------|--------------------------|
| Co-Cr | Pasta Dental RDA 80 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 50 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 114 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 52 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Sin Pasta Dental ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| Ni-Cr | Pasta Dental RDA 80 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 50 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 114 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 52 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Sin Pasta Dental ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| Titanio | Pasta Dental RDA 80 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 50 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 114 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 52 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Sin Pasta Dental ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| Cerámica | Pasta Dental RDA 80 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 50 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 114 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Pasta Dental RDA 52 ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |
| | Sin Pasta Dental ($n=8$) | Cepillado ($n=4$) | Sólo inmersión ($n=4$) |

3.2.2. Dentífricos utilizados

Se utilizaron para el estudio cuatro tipos diferentes de pastas dentales de uso común en nuestro entorno (Fig 3.9), y que no son exclusivamente de venta en farmacias, sino que estaban a la venta en grandes y pequeñas superficies comerciales no dedicadas exclusivamente a la venta de productos sanitarios. Una de las características principales se estableció en que fueran comercialmente conocidas y tuvieran, entre ellas un índice de abrasividad RDA (Relative Dentin Abrasion) variable (ISO 11609, 1995).

Así pues se escogieron las siguientes pastas dentales:

Colgate Total® (Colgate-Palmolive®, Madrid, España) una pasta dental que podríamos considerar de "uso standard" comercialmente muy conocida en cuya composición figura según el fabricante: aqua, hydrated silica, glycerin, sorbitol, PVM/MA copolymer, sodium lauryl sulfate, aroma, cellulose gum, sodium hydroxide, sodium fluoride, triclosan, carrageenan, sodium saccharin, CI 77891. El índice RDA que la marca declara es de 80 (**Pasta RDA 80** en adelante).

Colgate Bugs Bunny® (Colgate-Palmolive®, Madrid, España) dentífrico fluorado para niños, pasta dental de uso específico infantil, su composición según fabricante: sorbitol, aqua, hydrated silica, PEG-12, aroma, tetrasodium pyrophosphate, cellulose gum, sodium lauryl sulfate, sodium saccharin, sodium fluoride, mica, glycerin, CI 42090, CI 77891. El índice RDA según fabricante es de 50 (**Pasta RDA 50** en adelante).

Colgate Sensation Blanqueador® (Colgate-Palmolive®, Madrid, España) dentífrico con flúor y con microcristales y con efecto blanqueador sobre el esmalte, según publicidad de su fabricante con un índice RDA declarado por la empresa de 114. En

su composición se expresa: aqua, hydrated silica, sorbitol, glycerin, PEG-12, tetrasodium pyrophosphate, PVM/MA copolymer, aroma, sodium lauryl sulfate, titanium dioxide, cellulose gum, carrageenan, sodium fluoride, sodium hidroxide, sodium saccharin (**Pasta RDA 114** en adelante).

Rembrandt[®] (Procter & Gamble España, S.A., Madrid, España) pasta dental blanqueadora con fluoruro con sabor normal y con un índice de abrasividad muy bajo según su fabricante, RDA de 52. En su composición se detalla: 0,15% (peso/volumen) ión fluoruro de monofluorofosfato sódico fosfato dicálcico dihidratado, glicerina, agua, alúmina, sorbitol, citrato sódico, cocamidipropyl betaine, saborizante, papaína, lauril sulfato sódico, carragenina sódica, ác. Cítrico, sacarina sódica, metilparabenzeno, CI 42090 (**Pasta RDA 52** en adelante).



Fig. 3.9 Pastas dentales empleadas para el ensayo

Para el grupo de control sin pasta dental se usó:

Saliva artificial (Solución de Hanks, Sigma[®] Chemical Co. St. Louis, USA) (Hanks, 1976), con un pH de 7.0-7.4 y cuya composición se puede observar en la tabla 3.2.

Tabla 3.2. Composición de la Solución de Hanks

| Componente Inorganico | Composición (g/L) |
|--------------------------------------|-------------------|
| CaCl ₂ •2H ₂ O | 0.185 |
| MgSO ₄ | 0.098 |
| KCl | 0.400 |
| KH ₂ PO ₄ | 0.060 |
| NaHCO ₃ | 0.350 |
| NaCl | 8.000 |
| Na ₂ HPO ₄ | 0.048 |
| D-Glucosa | 1.000 |

3.3. Metodología Experimental

Para el experimento se adquirieron cuatro cepillos eléctricos Braun Oral-B Professional Care 7500 DLX[®] (Braun GmbH, Kronberg, Germany) de movimiento oscilatorio debido a que es uno de los modelos más recientes y popularizados en nuestro entorno y que incorpora una acción de pulsación, aparte del movimiento de oscilación/rotación con el fin de imitar el cepillado real de los materiales de restauración. Se usaron, juntamente con el cepillo eléctrico, cabezales con filamentos Flexi Soft[®] Bristles (Braun GmbH, Kronberg, Germany) de la misma marca comercial. Este aparato genera unas 8.800 oscilaciones /minuto y 40.000 pulsaciones por minuto (Fig. 3.10).

Los ensayos realizados tuvieron una duración de 7 horas, por lo que los cepillos fueron desmontados y desprovistos de su batería, la cual tiene sólo 4 minutos de

autonomía. Se adquirió entonces una fuente de alimentación de corriente continua que genera 5 V de tensión.



Fig. 3.10 Cepillo eléctrico Braun Oral-B Profesional Care 7500 DLX utilizado en el experimento

La tensión nominal para la que los motores de los cepillos funcionen correctamente es 1,2 V, de forma que se instaló un puente de 5 diodos rectificadores a la salida de la fuente para corregir la caída de tensión a la requerida por los motores. Finalmente se conectaron los 4 cepillos en paralelo después del puente de diodos. El esquema de la figura 3.11 ilustra el sistema eléctrico.

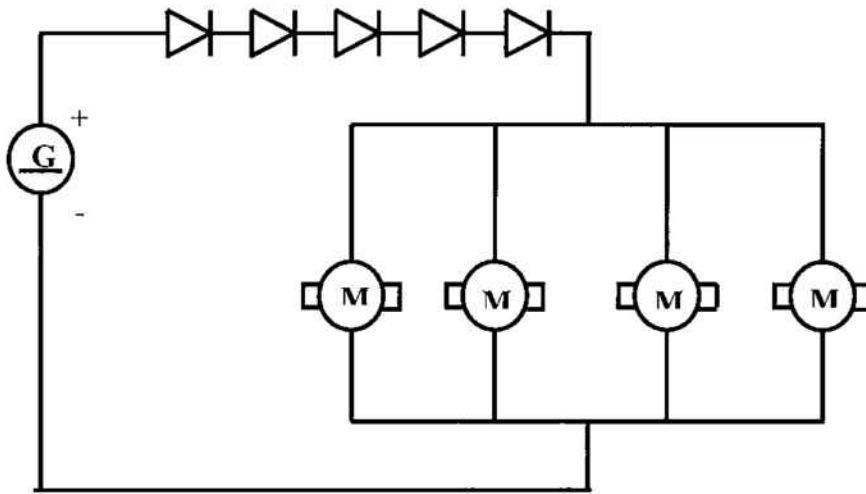


Fig. 3.11 Esquema eléctrico del sistema de funcionamiento de los 4 cepillos de dientes

La fuerza del cepillado dental con cepillo eléctrico se ha discutido en la literatura por diversos autores pero se ha establecido alrededor de 250 g de fuerza (Attin *et al.*, 1998a; 1998b; Kawai *et al.*, 1998; Van der Weijden *et al.*, 1998; Yankell *et al.*, 1998; Attin *et al.*, 1999; Prati *et al.*, 1999; Wataha *et al.*, 1999; Dyer *et al.*, 2000; Wataha *et al.*, 2002a; 2003) y para que la cabeza de los cepillos ejerciera dicha presión sobre la probeta a cepillar los cepillos fueron adheridos a una plataforma de madera junto con un peso, que en la posición correcta hace que se ejerzan 250 g de presión en la punta del cepillo. Las figuras 3.12 y 3.13 muestran el cepillo adherido a la plataforma junto con el peso correspondiente. La presión ejercida por los cepillos fue comprobada en una balanza con un margen de error de ± 3 gramos.



Fig. 3.12 Comprobación de la presión ejercida sobre el cabezal

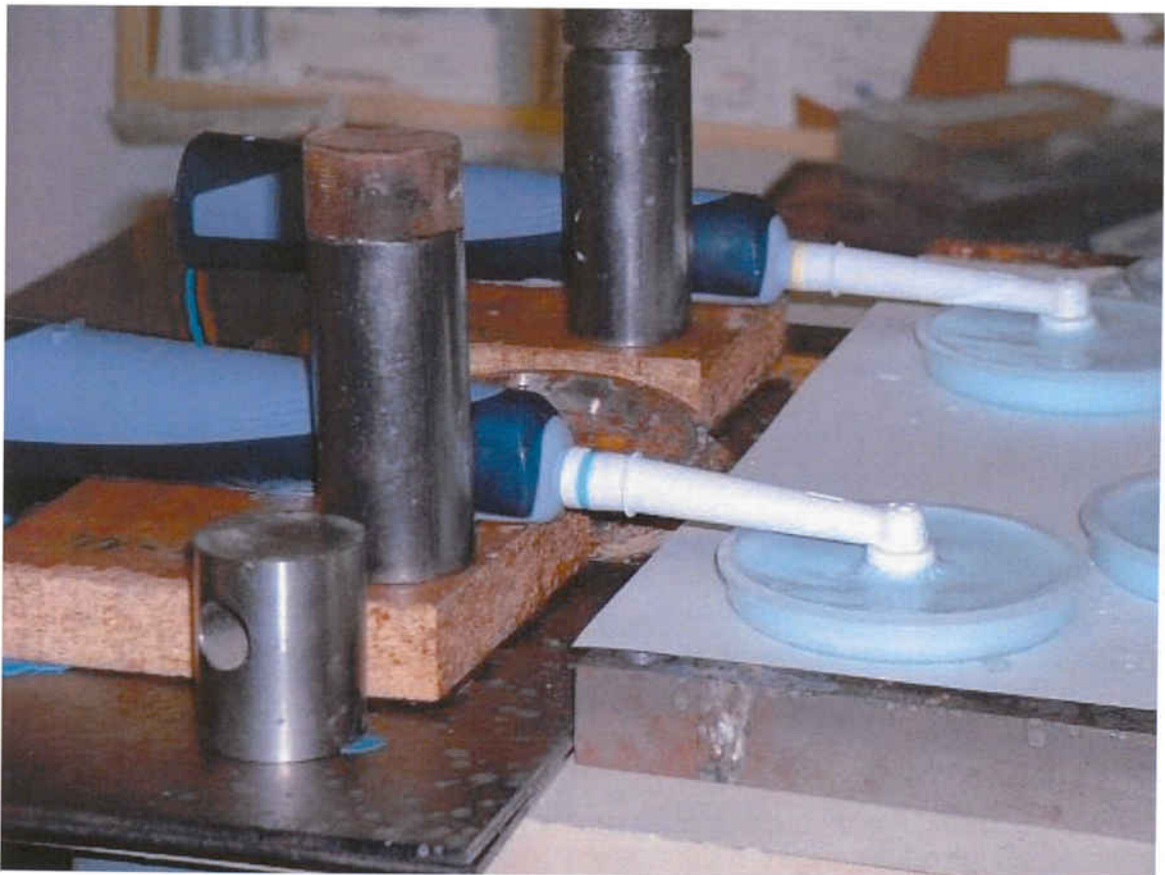


Fig. 3.13 Cepillo unido a su plataforma junto con un peso que provoca una presión de 250 g en la punta del cepillo

El área del cepillado efectivo se calculó empapando los filamentos del cepillo dental en tinta en las mismas condiciones experimentales y registrando su huella que mediante un analizador de imagen determinó que el área resultante fué de 1.936 cm².

Algunos autores han sugerido la utilización de una maquina estandarizada para medir abrasión de dentífricos y cepillos dentales controlada por ordenador pero esta aparatología no era asequible en nuestro medio (Bal *et al.*, 1999).



Fig. 3.14 Diseño final del experimento en funcionamiento

Finalmente, se introdujeron las muestras en recipientes circulares de plástico y se aplicó la cabeza de los cepillos directamente sobre ellas. Se rellenó el recipiente con la solución líquida correspondiente para cada ensayo de forma que las muestras quedaron sumergidas y se comenzó el experimento a temperatura ambiente ($20 \pm 3^{\circ}\text{C}$) (Figs. 3.14 y 3.15).

Se fabricaron diferentes soluciones líquidas para la realización del ensayo, intentando simular el medio bucal durante el cepillado dental, para ello se utilizó saliva artificial (Solución de Hanks, Sigma[®] Chemical Co.). Se utilizaron 70 ml de ésta saliva artificial de Hanks por cada 10 g de cada pasta dental para configurar las soluciones líquidas finales para la realización del ensayo (Attin *et al.*, 1998a; 1998b; Saxer *et al.*, 1998; West *et al.*, 1998; Attin *et al.*, 1999; Wataha *et al.*, 1999; Dyer *et al.*, 2000).



Fig. 3.15 Cepillo eléctrico en funcionamiento

Las soluciones líquidas con las que se ensayó el desgaste de los 4 materiales (Cerámica, Titanio, Cromo-Cobalto y Cromo-Níquel) fueron las siguientes:

- 70 ml de solución de Hank's + 10 g de pasta dental RDA 80.
- 70 ml de solución de Hank's + 10 g de pasta dental RDA 50.
- 70 ml de solución de Hank's + 10 g de pasta dental RDA 114.
- 70 ml de solución de Hank's + 10 g de pasta dental RDA 52.
- 70 ml de solución de Hank's sin pasta dental como grupo control.

Nos propusimos simular un cepillado dental de unos diez años, así pues el tiempo de cepillado del experimento se determinó a través de la siguiente fórmula (Attin *et al.*, 1998a; Hansen *et al.*, 1998; Saxer *et al.*, 1998; Wataha *et al.*, 1999; 2002b):

Suponiendo que el cepillado total dental diario, por término medio, es de 10 minutos al día (repartidos en tres sesiones de cepillado cada día), los multiplicamos por los días que queríamos simular el cepillado (10 años de cepillado dental)

$$\mathbf{10 \text{ min/día (dividido en 3 cepillados/día) } \times 3650 \text{ días (10 años) = 36500 min}}$$

Disponemos, por término medio, de 28 dientes (8 incisivos, 4 caninos, 8 premolares y 8 molares, despreciando la presencia de los 4 cordales), cada diente dispone de 3 caras clínicas para cepillar (vestibular, oclusal y lingual o palatina), lo que resulta un total de 84 superficies dentales a cepillar.

Si dividimos el tiempo de cepillado dental a lo largo de diez años (36500 minutos - suponiendo un cepillado diario de 10 min/día) por el número de superficies dentales (84):

$$\mathbf{36500 \text{ minutos} / 84 \text{ superficies dentales} = 434.52 \text{ minutos/superf. dental}}$$

Resultando un tiempo de cepillado de 7 horas y 14 minutos de una superficie dental equivalente a 10 años.

Los tiempos escogidos para el estudio en los cuales se detenía el cepillo y se estudiaban las muestras fueron a los 70, 140, 280 y 420 minutos; así pues las correspondencias a las simulaciones de cepillado se exponen en la tabla 3.3.

Tabla 3.3. Equivalencias de los controles realizados en años de cepillado

| | |
|-------------|------------------------------|
| 70 minutos | 1,61 años (1 año y 7 meses) |
| 140 minutos | 3,22 años (3 años y 3 meses) |
| 280 minutos | 6,44 años (6 años y 5 meses) |
| 420 minutos | 9,66 años (9 años y 8 meses) |

En cada uno de los tiempos descritos anteriormente, se paró el cepillo dental, se retiró la probeta de plástico dónde estaban ubicadas las muestras y se lavaron con agua desionizada, se secaron y se determinó su peso con el mismo procedimiento con el que se había establecido antes de empezar el ensayo al caracterizar las muestras y que detallaremos a continuación.

Los líquidos residuales de los ensayos de desgaste fueron recogidos en recipientes estancos para evitar que partículas u otro tipo de contaminantes pudiera afectar a los análisis de los iones metálicos liberados producidos por el cepillado dental, para conservarlos para un posible posterior análisis.

Se utilizó un cepillo nuevo para cada muestra nueva que se colocaba junto con una nueva solución de cepillado. No fue necesario el recambio del cabezal del cepillo ya que el tiempo total de cepillado no excedió el tiempo de contacto del cepillo con cada una de las superficies (84 en total). Aceptando que algunos autores recomiendan cambiar el cepillo cada tres meses aproximadamente (Lentz *et al.*, 1991).

La determinación de la rugosidad (rugosimetría) y la observación de la microestructura de la superficie se realizaron sólo en el minuto 0 y 420, es decir al inicio y al finalizar el proceso, con los mismos procedimientos en ambos casos y que se exponen a continuación. También se determinó la pérdida de masa de forma en la que se expone a continuación.

3.4. Mediciones de los parámetros

3.4.1. Determinación de la pérdida de masa (peso)

Las muestras fueron pesadas (por gravimetría de alta sensibilidad) utilizando una balanza (Sartorius BP211D, Sartorius AG, Goettingen, Germany) (Fig. 3.16) con una precisión de 0.01 mg. Esta balanza fue ubicada en una plataforma de mármol Lan-Flat de calidad 0, para asegurar su horizontalidad; la balanza también dispone de una cúpula de cristal cerrada para evitar el depósito de polvo sobre el plato de la balanza.

El material perdido por unidad de área fue determinado dividiendo la diferencia en el peso medio antes y después del cepillado por el área de superficie de cepillado (1.936 cm^2) para cada tiempo. Las muestras fueron pesadas en el minuto 0 del experimento (para caracterizar) y después de 70, 140, 280 y 420 minutos de cepillado. Después del cepillado cada muestra fue aclarada con agua destilada, obtenida por un equipo desionizador (Millipore[®], Millipore Corporation, Billerica, MA 01821, USA) y fue secada con aire durante 10 segundos (Secador Rowenta 1800 Protect Pro silencer, Barcelona, España).

El área de cepillado se estableció realizando un registro del cabezal del cepillo de dientes mojado en tinta sobre un papel, en las mismas condiciones de fuerza que en el experimento y midiendo el área en forma de circunferencia dibujado (la media de esta área fue de 1.936 cm^2).

El volumen perdido se calculó a partir del peso perdido dividido por la densidad de cada material; Cr-Ni (8.05 g/cm^3), Cr-Co (8.20 g/cm^3), Titanio (4.51 g/cm^3) y cerámica (2.28 g/cm^3).



Fig. 3.16 Balanza de precisión Sartorius BP211D



Fig. 3.17 Rugosímetro Mitutoyo SurfTest SV-512™

3.4.2. Determinación de la rugosidad

Los ensayos de profilometría se efectuaron en el rugosímetro Mitutoyo Surfptest SV-512™ (Mitutoyo, IL, USA) (Fig. 3.17) asistido con el programa de software informático Surfpack™ V.3.0 (Mitutoyo, Japan) para el cálculo de los parámetros requeridos.

Para cada muestra se realizaron 5 diferentes lecturas (muestras de 0.8 mm de grosor y 2.5 mm de recorrido) siguiendo la norma ISO R468/JIS B0601.

Se analizó una posición centrada de un área de la superficie y se procuró reubicar la misma área durante los subsiguientes registros.

Los parámetros referentes a la rugosidad fueron calculados después de pasar los filtros de forma y de inclinación para obtener el perfil de rugosidad intrínseca R (Fig. 3.18).

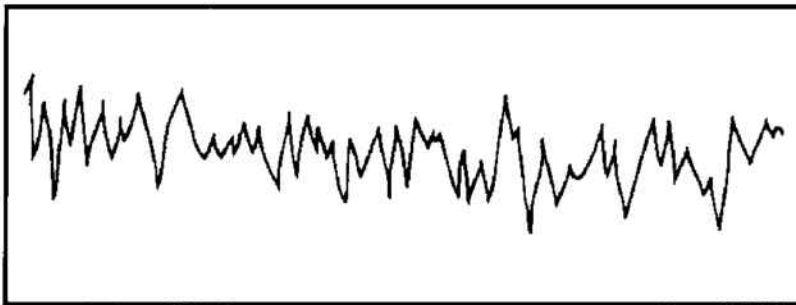


Fig. 3.18 Perfil de rugosidad R

Se utilizó R_a para la caracterización numérica de la rugosidad de la superficie (R_a es el valor de la rugosidad de la muestra, rugosidad intrínseca). R_a es la desviación media aritmética del perfil y se calculó como la media aritmética de los valores absolutos de las desviaciones de perfil de la línea media.

R_a (Media aritmética de las desviaciones del perfil)

Es la media aritmética del valor absoluto de las distancias desde la línea media al perfil R dentro de la longitud de muestra (Fig 3.19).

R_a se calcula en micrómetros y es el parámetro más general y comúnmente utilizado para describir la rugosidad, ya que, entre otras cosas describe matemáticamente lo que se entiende de forma más intuitiva como concepto de rugosidad.

Estas mediciones se realizaron antes y después de 420 minutos de cepillar la muestra.

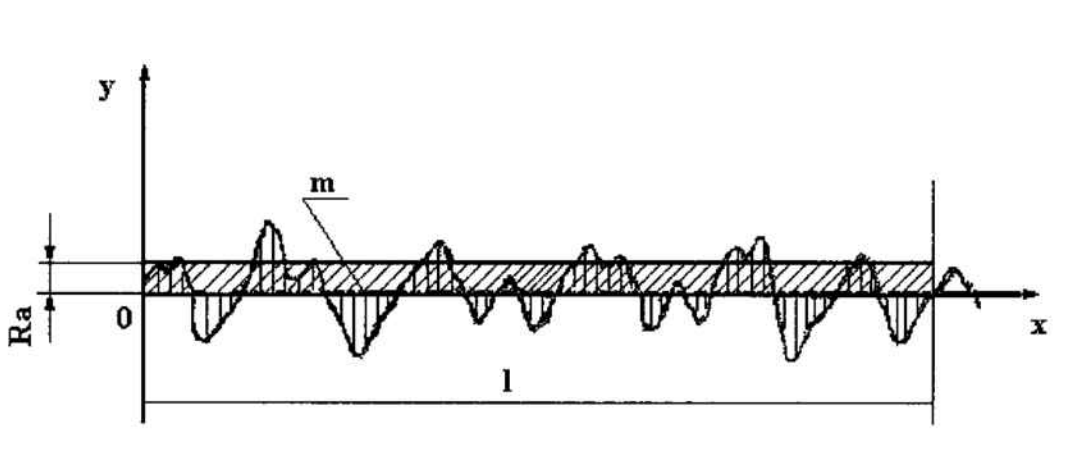


Fig. 3.19 Descripción de R_a

3.4.3. Mediciones de microdureza

La microdureza de las muestras de aleaciones metálicas y la cerámica se estableció utilizando un equipo de medición de microdureza Vickers Matsuzawa DMH1® (Matsuzawa Seiki Co. Ltd., Tokyo, Japan) (Fig 3.20), a una carga de 500 gramos y un tiempo de aplicación de la carga de 15 segundos; esta prueba se realizó antes y después de 420 minutos de cepillar la muestra.

Para determinar la microdureza Vickers de los distintos materiales se escogieron 3 probetas de cada material (Cerámica, Titanio, Cromo-Cobalto y Cromo-Níquel). Se escogieron cinco áreas diferentes para cada muestra para hacer las indentaciones y se promedió el valor de dureza medio (Anusavice, 2004).



Fig. 3.20 Equipo de ensayo de microdureza Vickers marca Matsuzawa, modelo DMH-1.

Primeramente las piezas fueron lavadas en una solución alcohólica y secadas por flujo de aire caliente (Secador Rowenta 1800 Protect Pro silencer).

Se tuvo precaución en asegurarse que el ensayo se realizara en la superficie pulida. La prueba de dureza Vickers, que es el método que se usó en este estudio utiliza una pirámide, de base cuadrada. Aunque la impresión es cuadrada y no redonda, el método para calcular el número de dureza de Vickers fué dividiendo la carga entre

el área de indentación proyectada. Se midió la longitud de las diagonales de la indentación y se hizo una media (Craig *et al.*, 1998).

Se cuantificó con el cociente obtenido de dividir el valor del test de carga de un indentador piramidal de diamante de ángulo $\theta = 136^\circ$, por el área de la superficie obtenida en una indentación permanente y se calculó por la ecuación siguiente.

$$\mathbf{HV} = (0.189 \bullet \mathbf{F}) / \mathbf{d}^2$$

Donde **HV** es el número de dureza Vickers, **F** la fuerza del test (N) y **d** la longitud de la diagonal máxima (mm), $(dx + dy) / 2$.

La dureza del material testado será inversamente proporcional al tamaño de la señal dejada. Las mediciones se realizaron mediante microscopia óptica para aumentar la visión del área a medir.

3.4.4. Observación de la microestructura

3.4.4.1. Observación de la microestructura de las muestras

Se observaron mediante microscopia electrónica 20 muestras antes y después de ensayarlas escogidas aleatoriamente. Con cada una de las muestras se realizó un ensayo diferente a fin de obtener todos los ensayos posibles permutando tipo de pasta de dientes con material.



Figs. 3.21 y 3.22 Equipo de microscopía de barrido SEM JEOL® JSM-6400

Para la observación microscópica y estudio de las superficies, se utilizó un equipo de técnica SEM (Scanning Electron Microscopy) JEOL® JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL USA Inc. Peabody, MA, USA) a una distancia focal constante de 10mm, y a unos aumentos de x500, x1000 y x2000. El equipo utilizado en la observación microscópica se muestra en las figuras 3.21 y 3.22.

Con este equipo se realizó un análisis totalmente cualitativo de las superficies de las distintas muestras. La naturaleza conductora de las muestras metálicas a estudiar hizo innecesario recubrir su superficie con oro o con carbono para su correcta visualización excepto en el caso de las muestras de cerámica que fueron recubiertas con oro (sistema BAL-TEC AG, Liechtenstein) durante 40 segundos consiguiendo una capa de 10 nm de grosor y fue inspeccionada bajo vacío en el equipo SEM.

3.4.4.2. Observación de la microestructura de los dentífricos

Pudimos observar en cada una de las distintas pastas dentales la microestructura mediante un microscopio electrónico de barrido ambiental de tecnología ESEM (Environmental Scanning Electronic Microscopy) (ESEM JEOL® 2020 Electroscan®, JEOL USA Inc. Peabody, MA, USA), a 600 y 1000 aumentos para poder observar la diferencia entre el tamaño de grano de sus componentes y caracterizar así su estructura microscópica.

3.5. Método estadístico

Para el análisis estadístico se utilizó el programa informático SPSS® 12.0S para sistema operativo Windows® XP® de Microsoft® (SPSS Inc, Chicago, IL, USA).

Se utilizó el análisis de varianza bivariada (ANOVA) y el test a posteriori Tukey-test para examinar los resultados obtenidos sobre los efectos de la pasta dental y del material de restauración (metales o cerámica), así como cualquier efecto de interacción en la pérdida de masa y la microdureza para cada periodo de cepillado. La cantidad de variación explicada por el modelo se determinó con el valor de R_a^2 .

La altura y/o volumen perdido y los datos de la rugosidad superficial fueron analizados mediante los tests no paramétricos de U de Mann-Whitney y de Wilcoxon. Las diferencias se consideraron significativas si $P < 0.05$.

4. RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. Pérdida de masa y de volumen

4.1.1. Materiales estudiados

Tabla 4.1. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado **sin pasta**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|--|-------|---|--|--|--|
| Titanio | 0 | 180 (65) ^A <i>92</i> 21 ^X | 278 (56) ^A <i>143</i> 32 ^X | 385 (73) ^A <i>198</i> 44 ^X | 433 (73) ^A <i>223</i> 50 ^X |
| Ni-Cr | 0 | 138 (53) ^A <i>71</i> 9 ^Y | 245 (58) ^{A,B} <i>126</i> 16 ^Y | 305 (48) ^{A,B} <i>157</i> 20 ^Y | 360 (36) ^{A,B} <i>185</i> 23 ^Y |
| Cerámica | 0 | 115 (21) ^A <i>59</i> 26 ^X | 178 (19) ^B <i>91</i> 40 ^X | 215 (17) ^{B,C} <i>111</i> 49 ^X | 263 (40) ^{B,C} <i>135</i> 59 ^X |
| Co-Cr | 0 | 110 (37) ^A <i>56</i> 7 ^Y | 170 (24) ^B <i>87</i> 11 ^Y | 193 (25) ^C <i>99</i> 12 ^Z | 218 (26) ^C <i>112</i> 14 ^Z |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas comparando distintos materiales ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

Ninguna de las muestras de las que se usaron como control y que fueron inmersas en saliva artificial o en cada pasta dental pero sin someterse al cepillado mostró una pérdida significativa de masa.

Los resultados de pérdida de masa y pérdida de altura de los materiales sometidos a un cepillado **sin pasta dental** están expuestos en la tabla 4.1. Se observó que el titanio fue el material que presentó más pérdida de masa, significativamente mayor que la cerámica y la aleación de Co-Cr tras más de 140 minutos de cepillado. Sin embargo, al final del cepillado, los materiales que sufrieron más desgaste en cuanto a altura media fueron la cerámica y el titanio, y el material significativamente más resistente fue la aleación de Co-Cr. También se pudo observar que fue dentro de los primeros minutos del cepillado cuando se produjo la mayor pérdida de material, disminuyendo esta pérdida gradualmente a medida que pasaban los minutos del ensayo.

*Tabla 4.2. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado **pasta RDA 50**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado*

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|---|--------------|---|---|---|---|
| Titanio | 0 | 293 (144) ^A <i>151</i> 34 ^{X,Y} | 428 (115) ^A <i>221</i> 49 ^X | 525 (147) ^A <i>271</i> 60 ^X | 608 (146) ^A <i>314</i> 70 ^X |
| Ni-Cr | 0 | 205 (129) ^A <i>106</i> 13 ^Y | 328 (113) ^A <i>169</i> 21 ^Y | 400 (96) ^A <i>207</i> 26 ^Y | 468 (99) ^A <i>241</i> 30 ^Y |
| Cerámica | 0 | 220 (149) ^A <i>114</i> 50 ^X | 285 (116) ^A <i>147</i> 65 ^X | 358 (97) ^A <i>185</i> 81 ^X | 413 (72) ^A <i>213</i> 93 ^X |
| Co-Cr | 0 | 213 (128) ^A <i>110</i> 13 ^Y | 328 (116) ^A <i>169</i> 21 ^Y | 395 (101) ^A <i>204</i> 26 ^Y | 475 (112) ^A <i>245</i> 30 ^Y |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas comparando distintos materiales ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

Los resultados de pérdida de masa y pérdida de altura de los materiales sometidos a un cepillado con una **pasta dental con el índice de abrasividad de 50** están expuestos en la tabla 4.2. Aunque fue el titanio el material que experimentó una mayor pérdida de masa, las diferencias de dicha pérdida de masa entre los distintos materiales no fueron significativas. La cerámica y el titanio fueron los materiales que significativamente más altura perdieron tras 420 minutos de cepillado con la pasta dental con un RDA de 50.

*Tabla 4.3. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado **pasta RDA 52**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado*

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|--|-------|---|---|--|---|
| Titanio | 0 | 415 (325) ^A <i>214</i> 48 ^X | 620 (283) ^A <i>320</i> 71 ^X | 685 (243) ^A <i>354</i> 78 ^X | 738 (221) ^A <i>381</i> 84 ^X |
| Ni-Cr | 0 | 213 (62) ^A <i>110</i> 14 ^Y | 330 (103) ^{A,B} <i>170</i> 21 ^Y | 348 (146) ^{A,B} <i>179</i> 22 ^Y | 370 (171) ^B <i>191</i> 24 ^Y |
| Cerámica | 0 | 108 (46) ^A <i>56</i> 24 ^{X,Y} | 180 (100) ^B <i>93</i> 41 ^{X,Y} | 225 (101) ^B <i>116</i> 51 ^{X,Y} | 263 (119) ^B <i>136</i> 59 ^{X,Y} |
| Co-Cr | 0 | 263 (159) ^A <i>136</i> 17 ^{X,Y} | 398 (213) ^{A,B} <i>205</i> 25 ^Y | 458 (191) ^{A,B} <i>236,31</i> 29 ^Y | 520 (160) ^{A,B} <i>269</i> 33 ^Y |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas comparando distintos materiales ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

Los resultados de pérdida de masa y pérdida de altura de los materiales sometidos a un cepillado con una **pasta dental con el índice de abrasividad de 52 y con efecto blanqueador**, en la que en su composición aparecen la alúmina y el fosfato dicálcico dihidratado, están expuestos en la tabla 4.3. Se observó que el titanio fue el material que más masa perdió después de 420 minutos de cepillado, siendo esta pérdida de masa significativamente mayor que la observada en los materiales de cerámica y de Cr Ni. El titanio experimentó significativamente más pérdida de altura que las aleaciones de Cr Co y Ni Cr, tras ser cepillados durante 420 minutos con la pasta dental con una RDA de 52.

*Tabla 4.4. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado **pasta RDA 80**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado*

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|--|--------------|--|--|--|--|
| Titanio | 0 | 403 (86) ^A <i>208</i> 46 ^X | 655 (97) ^A <i>338</i> 75 ^X | 915 (123) ^A <i>473</i> 105 ^Y | 999 (127) ^A <i>516</i> 114 ^Y |
| Ni-Cr | 0 | 303 (39) ^{A,B} <i>156</i> 19 ^Y | 423 (85) ^B <i>218</i> 27 ^Y | 548 (94) ^B <i>283</i> 35 ^Z | 643 (81) ^{B,C} <i>332</i> 41 ^Z |
| Cerámica | 0 | 228 (62) ^B <i>118</i> 52 ^X | 408 (90) ^B <i>210</i> 92 ^X | 578 (49) ^B <i>298</i> 131 ^X | 695 (70) ^B <i>359</i> 157 ^X |
| Co-Cr | 0 | 198 (47) ^B <i>102</i> 12 ^Z | 303 (70) ^B <i>156</i> 19 ^Y | 400 (93) ^B <i>207</i> 25 ^Z | 488 (79) ^C <i>252</i> 31 ^W |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas comparando distintos materiales ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

Los resultados de pérdida de masa y pérdida de altura de los materiales sometidos a un cepillado con una **pasta dental con el índice de abrasividad de 80** están expuestos en la tabla 4.4. El titanio, ya a partir de 140 minutos de cepillado, experimentó una pérdida de masa significativamente mayor comparado con el resto de los materiales. La aleación de Co-Cr se mostró significativamente más resistente a la pérdida de masa que la cerámica tras 420 minutos de cepillado. Se observaron diferencias significativas entre la pérdida de altura entre todos los materiales, mostrándose más susceptible la cerámica, seguida de titanio, la aleación de Ni-Cr y de Co-Cr. Cabe destacar que la diferencia de altura perdida entre la cerámica y el Cr Co fue de un factor de 5.

Tabla 4.5. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado **pasta RDA 114**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|--|-------|---|---|---|---|
| Titanio | 0 | 565 (97) ^A <i>292</i> 65 ^X | 980 (98) ^A <i>506</i> 112 ^X | 1215 (147) ^A <i>628</i> 139 ^X | 1360 (134) ^A <i>702</i> 156 ^X |
| Ni-Cr | 0 | 388 (109) ^{A,B} <i>200</i> 25 ^Y | 623 (53) ^B <i>322</i> 40 ^Y | 808 (69) ^B <i>417</i> 52 ^Y | 965 (71) ^B <i>498</i> 62 ^Y |
| Cerámica | 0 | 293 (93) ^B <i>151</i> 66 ^X | 525 (86) ^{B,C} <i>271</i> 119 ^X | 675 (85) ^{B,C} <i>349</i> 153 ^X | 810 (145) ^B <i>418</i> 184 ^X |
| Co-Cr | 0 | 240 (26) ^B <i>124</i> 15 ^Z | 403 (28) ^C <i>208</i> 25 ^Z | 493 (71) ^C <i>254</i> 31 ^Z | 550 (62) ^C <i>284</i> 35 ^Z |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas comparando distintos materiales ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

Los resultados de pérdida de masa y pérdida de altura de los materiales sometidos a un cepillado con una **pasta dental con el índice de abrasividad de 114** están expuestos en la tabla 4.5. El titanio fue el material que significativamente más masa perdió, concretamente 1.36 mg, que equivale a unos $700 \mu\text{g}/\text{cm}^2$, tras 420 minutos de cepillado con una pasta dental con un índice RDA de 114. En cambio, la aleación de cromo-cobalto fue el material más resistente al cabo de 420 minutos de cepillado con esta pasta blanqueadora. El cepillado con esta pasta dental, también provocó una mayor pérdida de masa en todos los materiales en los primeros minutos del estudio, pero la velocidad del desgaste no tendía a disminuir tanto con el tiempo comparado con el uso de las otras pastas dentales; es decir que se mantuvo durante más tiempo el efecto de pérdida de masa a lo largo del cepillado. En cuanto a pérdida vertical de sustancia, la cerámica y el titanio fueron los materiales que significativamente más desgaste sufrieron, mientras que la aleación de cromo cobalto se mostró como el material más resistente.

Los resultados del desgaste de los distintos materiales en cuanto a la pérdida de masa y altura analizando conjuntamente todas las pastas dentales se muestran en la tabla 4.6. El titanio es el material que sufrió significativamente una mayor pérdida de masa comparado con el resto de materiales en cada intervalo de tiempo de cepillado con las distintas pastas dentales. También se observó que la mayor velocidad de desgaste tuvo lugar en los primeros minutos del cepillado y que a medida que pasaba el tiempo la cantidad de pérdida de masa decrecía por unidad de tiempo. En cuanto al volumen o altura de material perdido, se observó que, en todos los intervalos de tiempo, la cerámica y el titanio eran significativamente más sensibles a la abrasión que las aleaciones de Ni-Cr o Co-Cr.

Tabla 4.6. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado con **todas las pastas**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|--|-------|---|---|--|--|
| Titanio | 0 | 419 (196) ^A <i>216</i> 48 ^X | 671 (254) ^A <i>346</i> 77 ^X | 835 (309) ^A <i>431</i> 96 ^X | 926 (330) ^A <i>478</i> 106 ^X |
| Ni-Cr | 0 | 279 (113) ^B <i>143</i> 18 ^Y | 426 (148) ^B <i>220</i> 27 ^Y | 526 (207) ^B <i>272</i> 34 ^Y | 611 (255) ^B <i>316</i> 39 ^Y |
| Cerámica | 0 | 212 (110) ^B <i>109</i> 48 ^X | 349 (160) ^B <i>180</i> 79 ^X | 459 (199) ^B <i>237</i> 104 ^X | 545 (244) ^B <i>282</i> 123 ^X |
| Co-Cr | 0 | 229 (98) ^B <i>118</i> 14 ^Y | 358 (122) ^B <i>185</i> 23 ^Y | 436 (118) ^B <i>225</i> 27 ^Y | 508 (103) ^B <i>262</i> 32 ^Y |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas comparando distintos materiales ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

4.1.2. Pastas Dentales

Comparando lo ocurrido en un mismo material respecto a las distintas pastas dentales; en el caso de la **cerámica**, los resultados de pérdida de masa y de altura se muestran en la tabla 4.7. Las pastas dentales en las que se observaron mayor pérdida de masa para la cerámica fueron las de mayor índice de abrasividad (RDA=114 y RDA=80), siendo la blanqueadora de RDA=52 la que significativamente menor pérdida de masa presentó a los 420 minutos de cepillado; siendo ésta pérdida además similar a un cepillado sin pasta dental. Hay que destacar que existió una mayor cantidad de liberación de masa para la pasta dental infantil con un RDA de 50,

que para la pasta dental con RDA 52 aunque ésta diferencia no fuera significativamente importante. La disminución de la altura o pérdida de volumen siguió unos patrones similares de comportamiento que la pérdida de masa para este material.

En el caso de la aleación de **Co-Cr**, los resultados de pérdida de masa y de altura se muestran en la tabla 4.8. Se observaron diferencias significativas entre el cepillado sin pasta dental y cuando se introducían diferentes pastas dentales; de entre ellas no se hallaron diferencias significativas, pero sí tenían un efecto de pérdida de masa superior respecto al cepillado sin pasta dental a lo largo de todo el proceso (en todos los tiempos estudiados).

*Tabla 4.7. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado en la **cerámica**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado*

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|--|--------------|--|--|--|--|
| Pasta RDA114 | 0 | 293 (93) ^A <i>151</i> 66 | 525 (86) ^A <i>271</i> 119 | 675 (85) ^A <i>349</i> 153 | 810 (145) ^A <i>418</i> 184 |
| Pasta RDA 80 | 0 | 228 (62) ^A <i>118</i> 52 | 408 (90) ^{A,B} <i>210</i> 92 | 578 (49) ^A <i>298</i> 131 | 695 (70) ^A <i>359</i> 157 |
| Pasta RDA 50 | 0 | 220 (149) ^{A,B} <i>114</i> 50 | 285 (116) ^{B,C} <i>147</i> 65 | 358 (97) ^B <i>185</i> 81 | 413 (72) ^B <i>213</i> 93 |
| Pasta RDA 52 | 0 | 108 (46) ^B <i>56</i> 24 | 180 (100) ^C <i>93</i> 41 | 225 (101) ^{B,C} <i>116</i> 51 | 263 (119) ^{B,C} <i>136</i> 59 |
| Sin Pasta | 0 | 115 (21) ^B <i>59</i> 26 | 178 (19) ^C <i>92</i> 40 | 215 (17) ^C <i>111</i> 49 | 263 (40) ^C <i>136</i> 59 |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

A nivel volumétrico (pérdida de altura) siguió un comportamiento parecido, al final de todo el proceso, resultó una pérdida de altura media sin diferencias en todos los tipos de pasta dental que duplicaban la pérdida del cepillado en ausencia de pasta.

Tabla 4.8. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado en la **Co-Cr**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|--|-------|--|--|--|--|
| Pasta RDA114 | 0 | 240 (26) ^A <i>124</i> 15 | 403 (28) ^A <i>208</i> 25 | 493 (71) ^A <i>254</i> 31 | 550 (62) ^A <i>284</i> 35 |
| Pasta RDA 80 | 0 | 198 (47) ^{A,B} <i>102</i> 12 | 303 (70) ^A <i>156</i> 19 | 400 (93) ^A <i>207</i> 25 | 488 (79) ^A <i>252</i> 31 |
| Pasta RDA 50 | 0 | 213 (128) ^{A,B} <i>110</i> 13 | 328 (116) ^A <i>169</i> 21 | 395 (101) ^A <i>204</i> 25 | 475 (112) ^A <i>245</i> 30 |
| Pasta RDA 52 | 0 | 263 (159) ^{A,B} <i>136</i> 17 | 398 (213) ^A <i>205</i> 25 | 458 (191) ^A <i>236</i> 29 | 520 (160) ^A <i>269</i> 33 |
| Sin Pasta | 0 | 110 (37) ^B <i>57</i> 7 | 170 (24) ^B <i>88</i> 11 | 193 (25) ^B <i>99</i> 12 | 218 (26) ^B <i>112</i> 14 |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

Si nos referimos a la otra aleación utilizada - **Ni-Cr** -, el patrón de pérdida de peso (masa) fue directamente proporcional al valor de RDA de cada pasta dental al final

del proceso (expuestos en la tabla 4.9), exceptuando los valores de la pasta RDA 50 y de la pasta RDA 52 en los que, a partir del cuarto control (a los 280 minutos de cepillado) invirtieron sus valores a pesar de continuar ellos muy cercanos y sin diferencias significativas entre ellos. La pérdida de masa máxima (RDA 114) si que fue significativamente superior al resto y casi triplicó los valores de ausencia de pasta (RDA 0).

Los resultados obtenidos en la altura media perdida siguieron los razonamientos expuestos por la pérdida de masa en todos los tiempos del estudio.

*Tabla 4.9. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado en la **Ni-Cr**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado*

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|---|--------------|--|--|--|---|
| Pasta RDA114 | 0 | 388 (109) ^A <i>200</i> 25 | 623 (53) ^A <i>322</i> 40 | 808 (69) ^A <i>417</i> 52 | 965 (71) ^A <i>498</i> 62 |
| Pasta RDA 80 | 0 | 303 (39) ^A <i>156</i> 19 | 423 (85) ^B <i>218</i> 27 | 548 (94) ^B <i>283</i> 35 | 643 (81) ^B <i>332</i> 41 |
| Pasta RDA 50 | 0 | 205 (129) ^{A,B} <i>106</i> 13 | 328 (113) ^{B,C} <i>169</i> 21 | 400 (96) ^{B,C} <i>207</i> 26 | 468 (99) ^{B,C} <i>241</i> 30 |
| Pasta RDA 52 | 0 | 213 (62) ^{A,B} <i>110</i> 14 | 330 (103) ^{B,C} <i>170</i> 21 | 348 (146) ^{B,C} <i>179</i> 22 | 370 (171) ^C <i>191</i> 24 |
| Sin Pasta | 0 | 138 (53) ^B <i>71</i> 9 | 245 (58) ^C <i>127</i> 16 | 305 (48) ^C <i>158</i> 20 | 360 (36) ^C <i>186</i> 23 |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

Tabla 4.10. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado en la **titanio**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|--|-------|--|--|--|--|
| Pasta RDA114 | 0 | 565 (97) ^A <i>292</i> 65 | 980 (98) ^A <i>506</i> 112 | 1215 (147) ^A <i>628</i> 139 | 1360 (134) ^A <i>702</i> 156 |
| Pasta RDA 80 | 0 | 403 (86) ^A <i>208</i> 46 | 655 (97) ^B <i>338</i> 75 | 915 (123) ^B <i>473</i> 105 | 999 (127) ^B <i>516</i> 114 |
| Pasta RDA 50 | 0 | 293 (144) ^{A,B} <i>151</i> 34 | 428 (115) ^{C,D} <i>221</i> 49 | 525 (147) ^{C,D} <i>271</i> 60 | 608 (146) ^{C,D} <i>314</i> 70 |
| Pasta RDA 52 | 0 | 415 (325) ^{A,B} <i>214</i> 48 | 620 (283) ^{A,B,C} <i>320</i> 71 | 685 (243) ^{B,C} <i>354</i> 78 | 738 (221) ^{B,C} <i>381</i> 84 |
| Sin Pasta | 0 | 180 (65) ^B <i>93</i> 21 | 278 (56) ^D <i>145</i> 32 | 385 (73) ^D <i>199</i> 44 | 433 (73) ^D <i>223</i> 50 |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

El último material estudiado, el **titanio**, cuyos resultados se muestran en la tabla 4.10., fue el que más masa perdió en este estudio y obtuvo unos resultados directamente proporcionales a los valores de la RDA de las pastas en cuanto a la clasificación de pérdida de masa; este material sí se mostró más sensible a los incrementos del índice RDA y a las diferencias entre éste. Obteniendo, además valores más espaciados, progresivos y significativamente diferentes en las pastas de valores RDA intermedios. Cabe observar que el titanio mostró valores de pérdida de masa en el cepillado sin pasta dental que fueron superiores a los obtenidos en el

cepillado con alguna pasta dental sobre otros materiales estudiados. El mismo comentario se puede aplicar a los valores de pérdida de altura que sufrió el titanio en este proceso.

Tabla 4.11. Media (desviación estándar) de la masa perdida, expresado en μg , por cada intervalo de tiempo de cepillado en **todos los materiales**. En cursiva, media de la masa perdida por unidad de superficie de contacto ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$). Altura media perdida (nm) por tiempo de cepillado

| Tiempo/Muestra (μg) ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) (nm) | 0 min | 70 min | 140 min | 280 min | 420 min |
|--|-------|---|--|--|---|
| Pasta RDA114 | 0 | 371 (150) ^A <i>192</i> 43 | 633 (231) ^A <i>327</i> 74 | 798 (288) ^A <i>412</i> 97 | 921 (319) ^A <i>476</i> 109 |
| Pasta RDA 80 | 0 | 283 (98) ^{A,B} <i>146</i> 32 | 447 (154) ^B <i>231</i> 53 | 610 (212) ^B <i>315</i> 74 | 706 (209) ^B <i>365</i> 86 |
| Pasta RDA 50 | 0 | 233 (128) ^B <i>120</i> 27 | 342 (116) ^C <i>177</i> 39 | 419 (120) ^C <i>217</i> 48 | 491 (124) ^C <i>253</i> 56 |
| Pasta RDA 52 | 0 | 249 (201) ^B <i>129</i> 26 | 382 (237) ^{B,C} <i>197</i> 40 | 429 (237) ^C <i>221</i> 45 | 473 (240) ^C <i>244</i> 50 |
| Sin Pasta | 0 | 136 (51) ^C <i>70</i> 16 | 218 (61) ^D <i>112</i> 25 | 274 (89) ^D <i>142</i> 31 | 318 (96) ^D <i>164</i> 36 |

* Las letras diferentes indican diferencias significativas ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney).

Los resultados de la media de pérdida de masa entre las diferentes pastas dentales y el **global de materiales** estudiados y los resultados de la pérdida de altura (Cerámica, Co-Cr, Ni-Cr, titanio) se muestran en la tabla 4.11. Estos mostraron una evolución que concuerda con el índice RDA de cada pasta dental en orden ascendente al final del proceso (a los 420 minutos), observándose diferencias

significativas entre las distintas pastas dentales excepto la de índices RDA parecidos (RDA 50 y RDA 52).

También fue la pasta blanqueadora de 114 de RDA la que provocó mayor pérdida de altura durante y tras el cepillado en contraste con las otras pastas dentales, y con diferencias significativas respecto al resto de pastas dentales.

4.1.3. Efecto combinado de la pasta y el material

Tabla 4.12. Media (desviación standard) de masa perdida por unidad de área ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) después de 420 minutos como resultado del cepillado con o sin pasta dental para cada material de restauración.

| $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ | Sin pasta dental | Pasta Dental | | | | Media Pasta Dental* |
|---------------------------|---------------------------------------|---------------------------------------|--|--|--|--|
| | | Pasta-50 silica | Pasta-52 alumina | Pasta-80 silica | Pasta-114 silica + TiO_2 | |
| Cerámica | 136 (21) | 213 (37) | 136 (62) | 359 (36) | 418 (75) | 282 (126)^{x,y} |
| Co-Cr | 112 (14) | 245 (58) | 269 (83) | 252 (41) | 284 (32) | 262 (53)^x |
| Ni-Cr | 186 (18) | 241 (51) | 191 (89) | 332 (42) | 498 (37) | 316 (132)^y |
| Titanio | 223 (38) | 314 (75) | 381 (114) | 516 (65) | 702 (69) | 478 (170)^z |
| Media | 164 (50)^a | 253 (64)^b | 244 (124)^b | 365 (108)^c | 476 (165)^d | |

* Media para los cuatro tipos de pasta dental. Las letras diferentes indican diferencias significativas (ANOVA de 2 variables, test a posteriori de Tukey, $p < 0.05$).

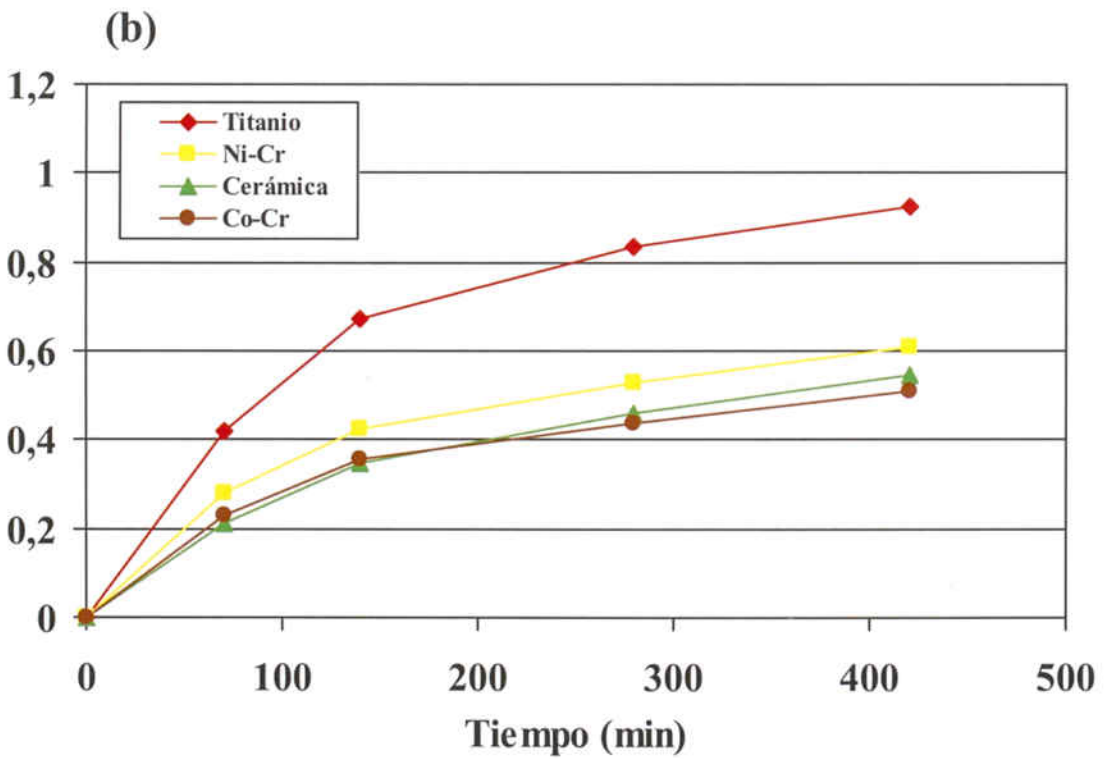
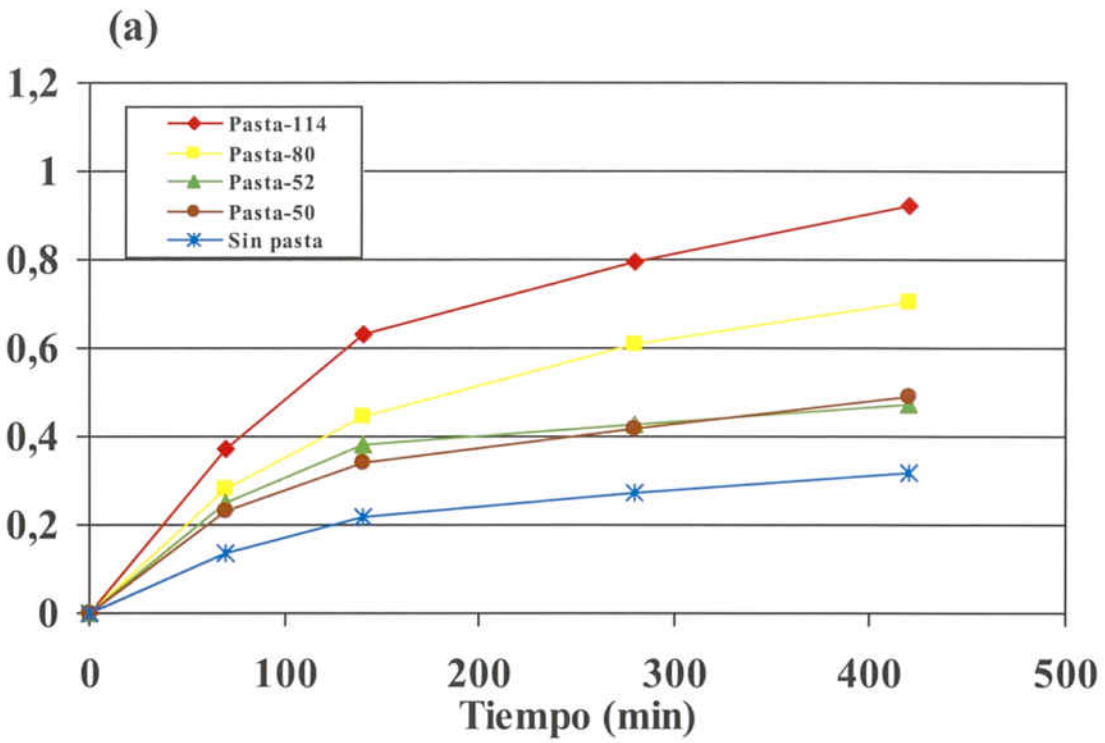


Fig 4.1. Curvas de masa perdida (mg) por cada material y por cada pasta dental

Las curvas de masa perdida por los materiales estudiados se muestran en la figura 4.1. Los valores de masa perdida por unidad de area de todos los materiales y de todas las pastas dentales después de 420 minutos de cepillado se muestran en la tabla 4.12.

Tabla 4.13. Media (desviación standard) de volumen perdido (mm^3) después de 420 minutos como resultado del cepillado con o sin pasta dental para cada material de restauración.

| mm^3 | Sin pasta dental | Pasta Dental | | | | Media Pasta Dental* |
|-----------------------|--|--|--|--|--|--|
| | | Pasta-50 silica | Pasta-52 alumina | Pasta-80 silica | Pasta-114 silica + TiO ₂ | |
| Cerámica | 0.115 (0.017) | 0.181 (0.032) | 0.115 (0.052) | 0.305 (0.031) | 0.355 (0.064) | 0.239^x (0.107) |
| Co-Cr | 0.027 (0.003) | 0.058 (0.014) | 0.063 (0.020) | 0.059 (0.010) | 0.067 (0.008) | 0.062^y (0.013) |
| Ni-Cr | 0.045 (0.004) | 0.058 (0.012) | 0.046 (0.021) | 0.080 (0.010) | 0.120 (0.009) | 0.076^y (0.032) |
| cpTi | 0.096 (0.016) | 0.135 (0.032) | 0.164 (0.049) | 0.221 (0.028) | 0.302 (0.030) | 0.205^z (0.073) |
| Media material | 0.071^a (0.039) | 0.108^b (0.058) | 0.097^{a,b} (0.059) | 0.166^c (0.107) | 0.211^d (0.128) | |

* Media para los cuatro tipos de pasta dental. Las diferentes letras indican diferencias significativas ($P < 0.05$; Test de U de Mann-Whitney y Wilcoxon).

La cantidad de masa perdida tendía a disminuir en función del tiempo independientemente del material estudiado y de la pasta dental utilizada. El análisis ANOVA de 2 variables revela que tanto el tipo de material como el tipo de pasta dental tuvieron efectos significativos en la masa perdida ($R_a^2 = 0.85$; $p < 0.001$). El titanio fue el material que sufrió más abrasión mientras que la aleación de Co-Cr y la cerámica fueron los materiales que presentaron menos desgaste. Excepto para la aleación de cromo cobalto, se observó una correlación lineal significativa entre el valor de RDA de la pasta utilizada y la cantidad de masa perdida al cabo de 7 horas,

con unos valores de coeficiente de correlación de Pearson entre 0.8 y 0.9. Por consiguiente, el análisis ANOVA reveló una interacción significativa entre pasta dental y material ($p < 0.001$). Mientras que la abrasión sufrida por el titanio, el Ni-Cr y la cerámica dependen significativamente del índice RDA de la pasta dental utilizada, el Co-Cr, muestra una pérdida de masa similar para todas las pastas dentales ensayadas. En cambio, el análisis mediante Mann-Whitney U y Wilcoxon signed-rank revelan que la cerámica pierde más volumen ($p < 0.001$) que el Co-Cr o Ni-Cr después de 420 minutos de cepillado (Tabla 4.13).

4.2. Rugosidad

Las tablas 4.14 y 4.15 muestran los valores de rugosidad de los materiales estudiados antes del experimento y a los 420 minutos de cepillado dental para cada material de restauración y para cada pasta dental utilizada descritos en μm , siendo R_a la media aritmética de las desviaciones del perfil.

Tabla 4.14. Media de la rugosidad superficial R_a (μm) de cada material antes y después de 420 minutos de cepillado con pasta dental.

| Tiempo/Rugosidad (μm) | 0 min | 420 min |
|--|--------------|----------------|
| Ni-Cr | 0,73 | 0,68 |
| Cerámica | 0,64 | 0,55 |
| Co-Cr | 0,52 | 0,46 |
| Titanio | 0,41 | 0,42 |

Tabla 4.15. Media de la rugosidad superficial Ra (μm) a los 0 y 420 minutos de cepillado en todos los materiales

| Tiempo/Rugosidad según pasta (μm) | 0 min | 420 min |
|--|-------|---------|
| Pasta RDA 52 | 0,65 | 0,56 |
| Pasta RDA 80 | 0,58 | 0,56 |
| Sin Pasta | 0,59 | 0,54 |
| Pasta RDA 50 | 0,49 | 0,50 |
| Pasta RDA 114 | 0,56 | 0,46 |

En la tabla 4.16 se muestra la media de la rugosidad superficial inicial (Ra) y el cambio de Ra después del cepillado. Hay una ligera variación, sin ser significativa, de la rugosidad superficial observada después del cepillado con o sin pasta para todos los materiales de restauración.

Tabla 4.16. Media (desviación standard) de la rugosidad superficial inicial (Ra) y el cambio de Ra después del cepillado.

| | Antes cepillado | Sin Pasta | Pasta Dental | | | | MEDIA Pasta Dental |
|-----------------------|-----------------|--------------|---------------|----------------|---------------|-----------------------------------|--------------------|
| | | | RDA 50 silica | RDA 52 alumina | RDA 80 silica | RDA 114 silica + TiO ₂ | |
| Cerámica | 0.64 (0.10) | -0.09 | 0 | -0.15 | -0.09 | -0.14 | -0.09 |
| Co-Cr | 0.52 (0.09) | -0.05 | 0 | -0.05 | -0.13 | -0.09 | -0.07 |
| Ni-Cr | 0.73 (0.09) | -0.05 | -0.12 | -0.06 | -0.01 | -0.02 | -0.05 |
| Titanio | 0.41 (0.07) | -0.03 | +0.16 | -0.06 | +0.15 | -0.15 | +0.03 |
| MEDIA Material | | -0.06 | +0.01 | -0.08 | -0.02 | -0.10 | |

4.3. Dureza Vicker's

La variación de la microdureza de los materiales tras ser cepillados con pasta dental fue estudiada mediante la prueba de dureza Vicker's. Las unidades de medida de la dureza Vicker's (VHN) se representan en kilogramos fuerza por superficie (Kgf/mm²) y la dureza del material testado será inversamente proporcional al tamaño de la señal dejada en el espécimen.

Tabla 4.17. Media (desviación standard) de la dureza Vicker's inicial (VHN) y el cambio de VHN después de 420 minutos del cepillado con o sin pasta dental.

| | Antes Cepillado | Sin Pasta Dental | Pasta Dental | | | | MEDIA Pasta Dental* |
|-----------------------|-----------------|--|---|---|---|---|---|
| | | | RDA 50 silica | RDA 52 alumina | RDA 80 silica | RDA 114 silica + TiO ₂ | |
| Cerámica | 469.5 (22.2) | -7.2 (10.8) | -10.4 (8.8) | -12.1 (4.4) | -5.0 (10.2) | -7.1 (10.4) | -8.64^x (8.4) |
| Co-Cr | 527.8 (8.5) | +5.1 (5.1) | +15.4 (9.2) | +15.4 (9.6) | +17.7 (13.3) | +18.6 (13.8) | +16.8^y (10.5) |
| Ni-Cr | 312.7 (41.8) | +7.7 (2.8) | +26.9 (27.3) | +22.3 (14.6) | +22.2 (20.7) | +21.2 (20.6) | +23.2^y (19.1) |
| cpTi | 480.5 (8.2) | -0.2 (3.1) | -18.5 (9.6) | -4.8 (3.6) | -15.4 (3.3) | -20.1 (12.5) | -14.7^x (9.6) |
| MEDIA Material | | +1.32^a (8.2) | +3.37^a (23.8) | +5.17^a (16.7) | +4.87^a (20.1) | +3.16^a (22.3) | |

* Media para los cuatro tipos de pasta dental. Letras diferentes significan diferencias estadísticas (ANOVA de dos variantes, Tukey, p<0.05).

La dureza de la aleación de Ni-Cr fue significativamente menor (p<0.01) a la de los otros materiales estudiados, así como la aleación de Co-Cr exhibió la máxima dureza de los cuatro materiales de restauración (p<0.01), ambos antes y después del cepillado. Las muestras de Co-Cr y de Ni-Cr adquirieron más dureza tras 7 horas de

cepillado, mientras que los valores de dureza Vicker's para la cerámica y el titanio disminuyeron ($p < 0.05$). El tipo de pasta dental no afectó a estas variaciones de la microdureza (Tabla 4.17).

4.4. Microestructura de los materiales

Con la microscopía electrónica (SEM) se observó que el desgaste de las muestras producido por el cepillado fue del tipo abrasivo de tercer cuerpo. Aunque el desgaste fue homogéneo en toda la superficie, también se observaron desconchamientos ("chipping") en puntos concretos de la superficie del metal o la cerámica, produciendo pérdidas importantes de material y en el caso de los metales puntos susceptibles de corrosión. En este caso, hay más desconchamientos en aquellos materiales de menor tenacidad a fractura ("fracture toughness") como puede verse a modo de ejemplo en las figuras 4.2. a 4.5.

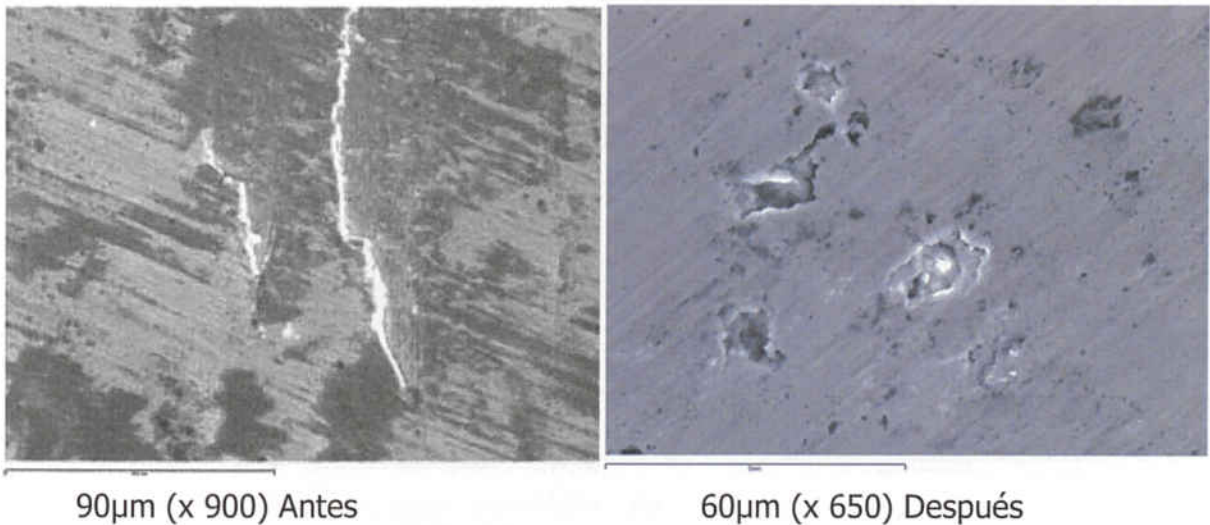


Fig 4.2. Imágenes obtenidas mediante SEM de la superficie de la aleación de Ni-Cr antes y después de los 420 minutos de cepillado con pasta dental con índice RDA

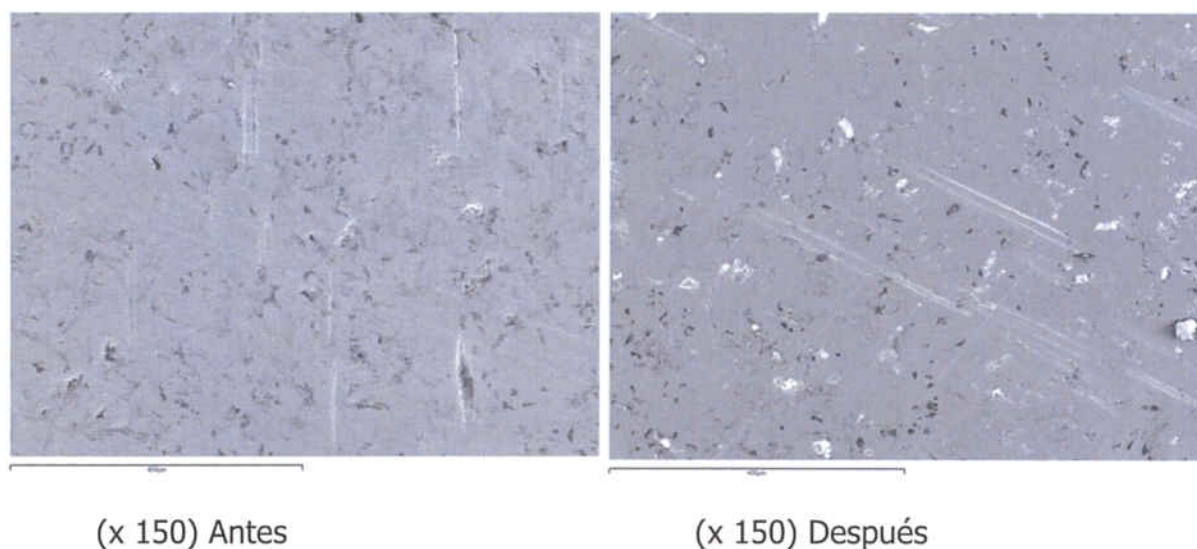


Fig 4.3. Imágenes obtenidas mediante SEM de la superficie de la aleación de Co-Cr a 150 aumentos antes y después de los 420 minutos de cepillado con pasta dental con índice RDA 114.

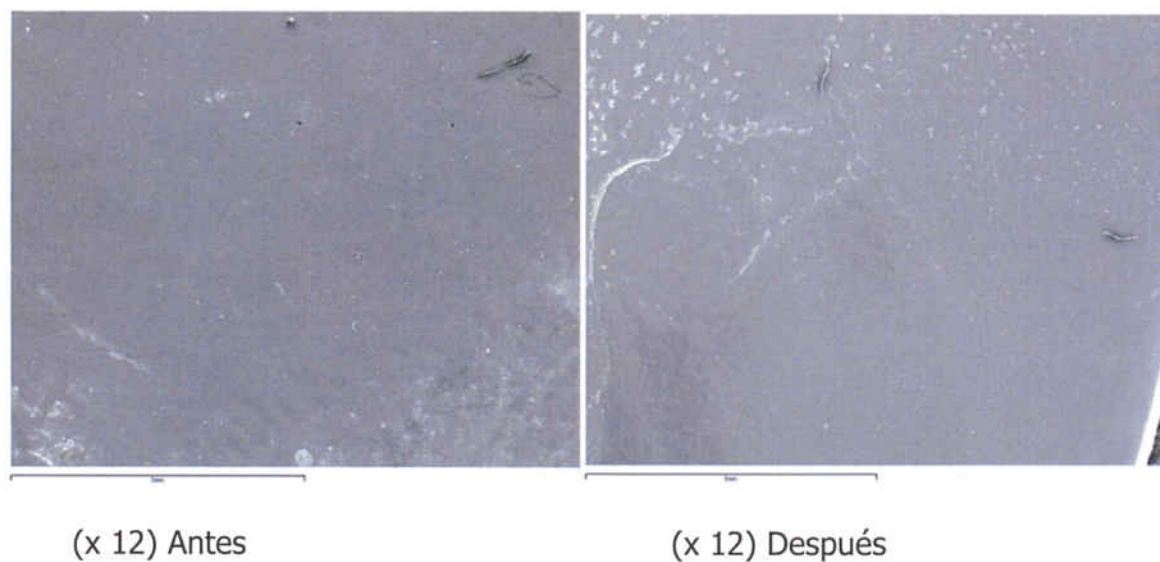


Fig 4.4. Imágenes obtenidas mediante SEM de la superficie de Titanio a 12 aumentos antes y después de los 420 minutos de cepillado con pasta dental con índice RDA 114.

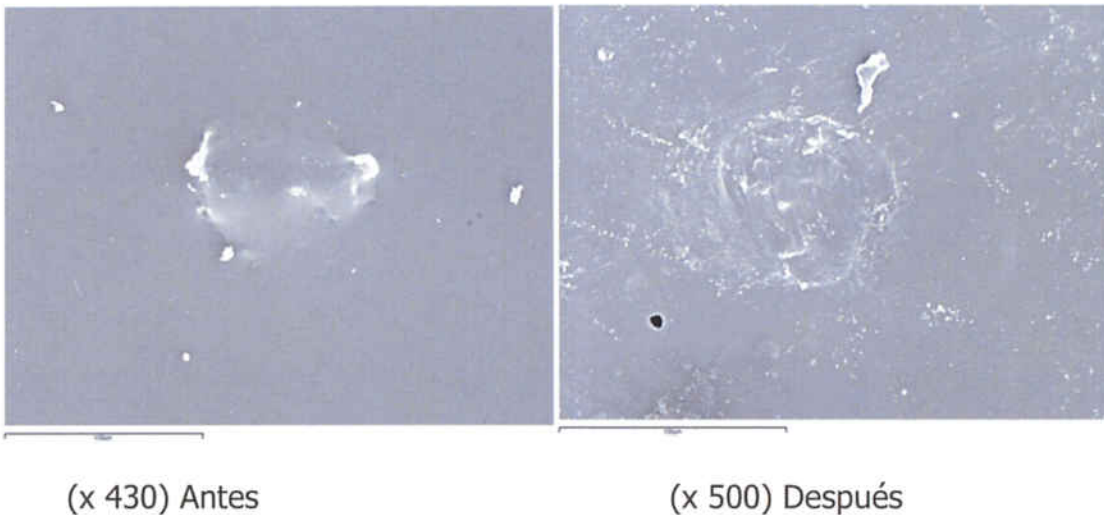


Fig 4.5. Imágenes obtenidas mediante SEM de la superficie de Cerámica a 430 aumentos antes y 500 aumentos después de los 420 minutos de cepillado con pasta dental con índice RDA 114.

4.5. Microestructura de los dentífricos

Se observaron también mediante microscopio electrónico de barrido ambiental de tecnología ESEM (Environmental Scanning Electronic Microscopy) las pastas dentales incluidas en el estudio, a 600 y 1000 aumentos para poder observar la diferencia entre el tamaño de grano de sus componentes y caracterizar así su estructura microscópica. Las figuras 4.6. a 4.13. muestran los resultados obtenidos.

Se pudo apreciar que la morfología de partícula de los materiales abrasivos de las diferentes pastas dentales eran parecidos. En todos los casos las partículas tenían formas poliédricas pero presentaban vértices redondeados para evitar la severidad de la abrasión. Las diferentes capacidades abrasivas eran debidas a la naturaleza de las partículas, así la pasta dental blanqueadora presentaba partículas de mayor

dureza que el resto de pastas. Se observó que en el dentífrico que provocaba menos desgaste el tamaño de partícula era menor y presentaba formas más bien esféricas.

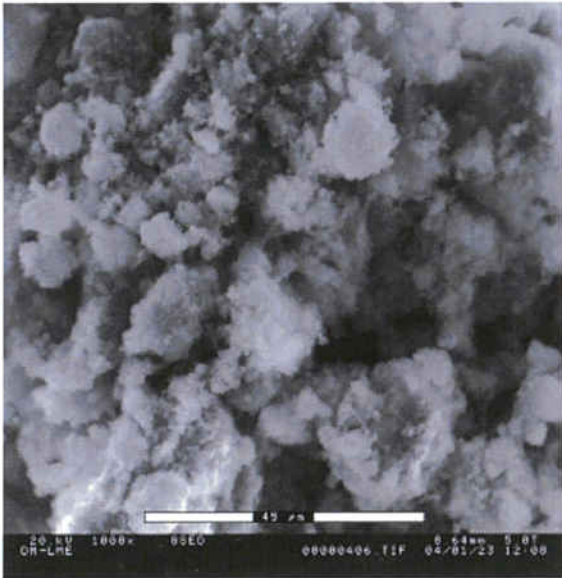


Fig. 4.6. Pasta RDA 80 (x1000)

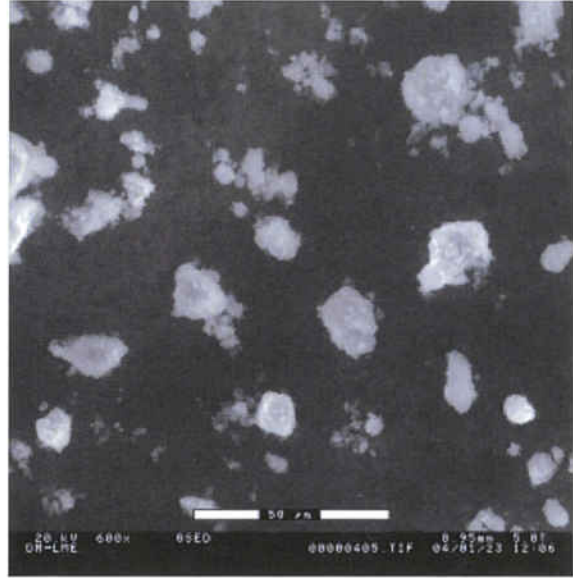


Fig. 4.7. Pasta RDA 80 (x600)

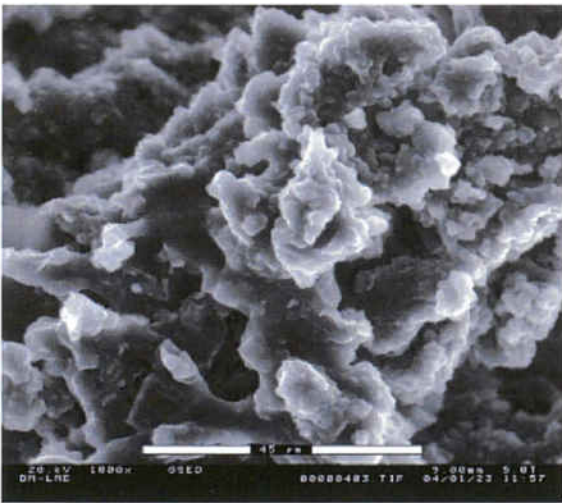


Fig. 4.8. Pasta RDA 50 (x1000)

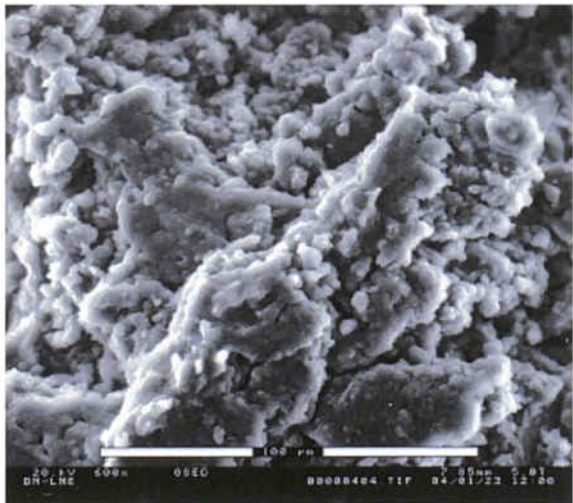


Fig. 4.9. Pasta RDA 50 (x600)

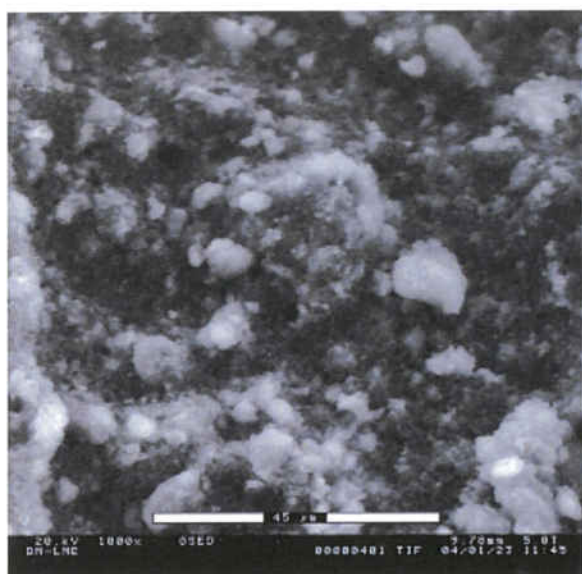


Fig. 4.10. Pasta RDA 114 (x1000)

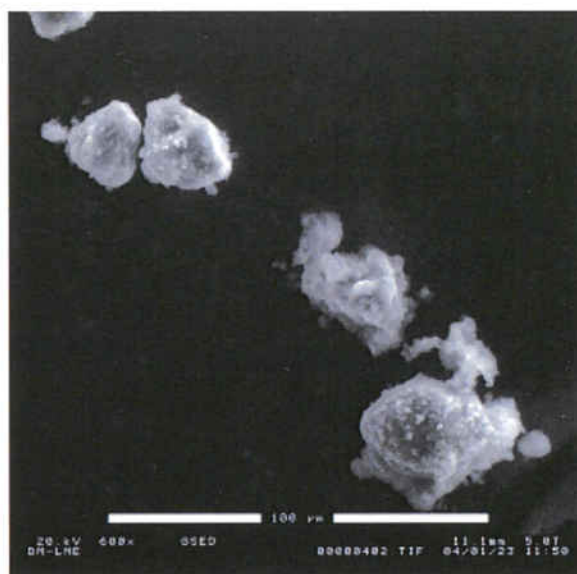


Fig. 4.11. Pasta RDA 114 (x600)

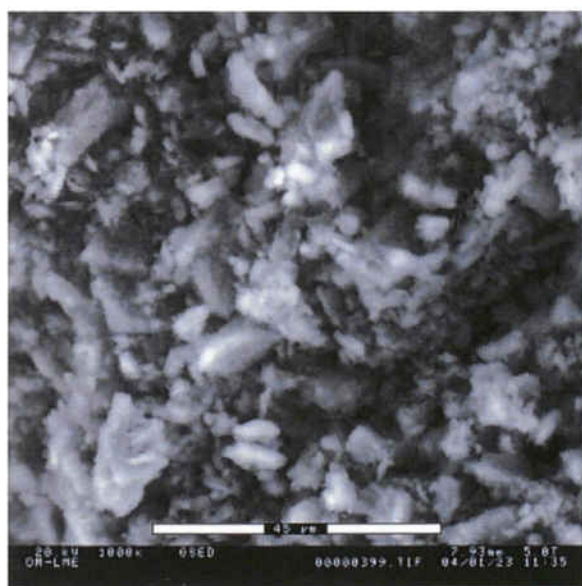


Fig. 4.12. Pasta RDA 52 (x1000)



Fig. 4.13. Pasta RDA 52 (x600)

5. DISCUSIÓN

5. DISCUSIÓN

En este estudio hemos evaluado la influencia del tipo de material de restauración y del tipo de pasta dental en la abrasión producida por el cepillado. De todos los materiales estudiados, la aleación metálica de Co-Cr se comportó como el material más resistente a la abrasión, medido tanto como pérdida de masa como de volumen, y además el material con una mayor dureza. Esta correlación entre la resistencia a la abrasión y la dureza de la superficie se ha descrito en colados de aleaciones metálicas (Watanabe *et al.*, 2000), ionómeros de vidrio (Momoi *et al.*, 1997) y resinas (Kawai *et al.*, 1998). El titanio comercialmente puro fue el material que se comportó con la menor resistencia a la abrasión, hecho que también se ha referido en otro estudio (Ohkubo *et al.*, 2000). Aunque las muestras de cerámica mostraron una gran resistencia a la abrasión de acuerdo con su masa perdida, también fue el material que perdió el mayor volumen debido a su baja densidad (2.28 g/cm^3) comparado con el titanio comercialmente puro (cpTi) (4.51 g/cm^3), Ni-Cr (8.05 g/cm^3) y Co-Cr (8.20 g/cm^3).

La abrasión puede tener consecuencias clínicas como resultado de los cambios en las características de los materiales de restauración, ya sea a través de la ingesta de los elementos liberados al medio bucal, ya sea por los cambios estructurales que puede sufrir el material utilizado. Con la microscopía electrónica (SEM) se observó que el desgaste de las muestras producido por el cepillado fue del tipo abrasivo de tercer cuerpo. En este desgaste, aunque fue homogéneo en toda la superficie, también se observaron desconchamientos (chipping) en puntos concretos de la superficie del metal o la cerámica, produciendo pérdidas importantes de material y en el caso de los metales puntos susceptibles de corrosión.

La rugosidad superficial no varió significativamente, por lo que se espera que no se produzca un aumento en el acúmulo de placa dental por ese motivo. Sin embargo, el acúmulo de placa dental no sólo depende de la rugosidad de la superficie, ya que otros factores, como la energía libre de adhesión entre caras de las bacterias y el pH también pueden influir (Tagami *et al.*, 1999). Aunque la medición de la rugosidad no refleja la totalidad de la superficie, se analizaron cinco diferentes lecturas de trazos longitudinales para cada material estudiado. Las partículas abrasivas de la pasta dental presentan valores de dureza más altos que los materiales dentales y producen deformación plástica y hasta fractura en los picos del perfil de superficie. A pesar de la masa perdida la rugosidad no varió significativamente, probablemente debido al pulido mecánico producido por las partículas abrasivas y a la alta estabilidad de la microestructura de los materiales estudiados. En cambio, se ha descrito un aumento de la rugosidad superficial del material de composite tras el cepillado que podría ser debido a la abrasión selectiva de la matriz de resina y al desalojo de las partículas de relleno (Tanoue *et al.*, 2000). Se observó un aumento de la microdureza en las aleaciones de cromo-cobalto y cromo-níquel debido a la deformación plástica en la superficie de los materiales estudiados producida por la fricción de las partículas abrasivas. La deformación plástica producida por mecanismos abrasivos produce una gran densidad de dislocaciones en la superficie metálica, incrementando la microdureza superficial (Pena *et al.*, 2002).

Wataha y sus colaboradores (2003) observaron que se liberaban entre 600 y 800 μg de Ni por cm^2 de las aleaciones de NiCr después de un cepillado durante 48 horas, unos valores similares al presente estudio, teniendo en cuenta que el 65% de la composición de la aleación de Ni-Cr es níquel, y que la ratio de masa perdida tiende a decrecer en función del tiempo. Esto significa que la ingesta diaria de Níquel a consecuencia del cepillado dental puede ser alrededor de 1 μg , asumiendo que todas las superficies cepilladas sean de aleación de Ni-Cr. Dado que los niveles máximos diarios tolerables de nivel de ingesta de níquel es de 1 mg, estos valores no representan un riesgo excepto si el paciente es alérgico a níquel (Lopez-Alias *et al.*, 2006). Existe preocupación acerca de la liberación de iones metálicos provenientes de

las aleaciones de níquel que permanecen en los tejidos y de su citotoxicidad respecto a la función normal tisular. A pesar de estas preocupaciones, los resultados de los efectos en sistemas de cultivo celular de las aleaciones dentales que contienen níquel son contradictorias (Schmalz y Garhammer, 2002). De todas formas, la aleación de Ni-Cr muestra un ligero aumento en la citotoxicidad después de ser cepillado bajo varias condiciones severas, como un pH de 4 (Wataha *et al.*, 2002a). Todavía se desconoce una gran parte de las interacciones biológicas de las aleaciones metálicas coladas de uso dental, especialmente el área de la exposición a bajas dosis y en las diferencias individuales en cuanto a la aparición de reacciones adversas (Schmalz y Garhammer, 2002).

La cantidad de abrasión que produce el cepillado depende del tipo de pasta dental utilizada. En este estudio se ha observado una correlación positiva entre el valor RDA de la pasta dental y los niveles de abrasión medidos por medio de la pérdida de peso y volumen en todos los materiales excepto para las aleaciones de Co-Cr. El valor RDA de la pasta dental puede ser útil para estimar su relativa abrasividad en cerámica, aleaciones de Ni-Cr y titanio comercialmente puro, pero no para las aleaciones de Co-Cr. Además del valor de la RDA, el tipo de abrasivo también puede influenciar las características abrasivas, explicando las ligeras diferencias en abrasividad de la Pasta-50 y la Pasta-52 en cerámica y Ni-Cr comparado con cpTi y Co-Cr, a pesar de sus valores RDA similares.

Es muy difícil comparar los resultados de este estudio con otros estudios *in vitro* debido a las diferentes metodologías y materiales utilizados. Este estudio fue diseñado para evaluar el efecto de la pasta dental en la abrasión de distintos materiales por medio de un cepillo eléctrico. Para este estudio, se escogió una carga de 250 g porque este valor está dentro del rango de fuerza óptima para la remoción de placa dental con cepillo eléctrico (McCraken *et al.*, 2003; Van der Weijden *et al.*, 2004) y de acuerdo también con las instrucciones del fabricante del cepillo dental (Hefferren, 2002). De todos modos, muchos estudios han utilizado fuerzas entre 250 y 600 g y un modelo de movimientos horizontales de vaivén (antero-posterior) del

cepillo para simular el cepillado manual (Attin *et al.*, 1997; Haselden *et al.*, 1998; Kawai *et al.*, 1998; Tanoue *et al.*, 2000; Anil y Bolay, 2002; De Menezes *et al.*, 2004; Richmond *et al.*, 2004; Wataha *et al.*, 2008). Según nuestra información, este es el primer estudio que utiliza un cepillo dental eléctrico real para evaluar la abrasividad producida por el cepillado, simulando posiblemente mejor la situación clínica que con un cepillo movido por un aparato. Muchos estudios han evaluado la abrasividad como una medida perfilométrica del desgaste vertical por medio de una perfilometría (Attin *et al.*, 1997; Momoi *et al.*, 1997; Haselden *et al.*, 1998; West *et al.*, 1998; Tanoue *et al.*, 2000; De Menezes *et al.*, 2004; Wataha *et al.*, 2008), mientras que sólo pocos trabajos han determinado la abrasividad a través de la pérdida de peso (Kawai *et al.*, 1998; Anil y Bolay, 2002; Richmond *et al.*, 2004). Sin embargo, cuando se aplica una fuerza a un cepillo dental sin desplazamiento de éste, los filamentos del cepillo pueden abrasiar el material de forma dispar, por lo que la simple medición del desgaste perfilométrico vertical puede no ser representativa del área cepillada. El tiempo recomendado de cepillado diario con pasta es de 2 minutos un par de veces al día, mediante este cepillado una cara superficial de un diente puede estar en contacto con el cepillo de dientes como máximo unso 5 segundos dos veces al día (Hooper *et al.*, 2003). Así pues, una hora de cepillado en este experimento puede ser equivalente a un año de vida para una superficie de una cara dental.

Es muy difícil extrapolar los resultados de este estudio a la situación clínica, ya que la cavidad oral está sujeta a cambios en el pH y en la temperatura, a un flujo continuo de saliva, a la actividad microbiológica, a cargas oclusales, así como sometido a muchos otros factores. A pesar de las limitaciones de este estudio, el cepillado causa una abrasión de las aleaciones coladas y cerámica, y la intensidad en la que ésta ocurre depende el material de restauración y de la RDA de la pasta dental.

A pesar de todo ello, el cepillado dental de aleaciones coladas utilizando un cepillo eléctrico y aplicado una carga de 250 g con pasta dental con un índice RDA alrededor de 50, no cabe esperar consecuencias significativas desde una punto de vista clínico.

Este estudio sugiere que las aleaciones coladas dentales y la cerámica son susceptibles de sufrir abrasión a consecuencia del cepillado con un cepillo eléctrico. En general, la cantidad de masa perdida es proporcional al valor RDA de la pasta dental. El incremento de la microdureza fue debido a la deformación plástica producida por la abrasión y la rugosidad superficial de los materiales no varía significativamente con el cepillado. Estas variaciones podrían producir un incremento importante en el comportamiento corrosivo y en la liberación de iones, por lo que podría ser el tema de futuros estudios.

6. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

Las conclusiones a las que nos conduce este estudio son:

1. El cepillado con dentífrico de una aleación de Cromo-Níquel, de una aleación de Cromo-Cobalto, de Titanio comercialmente puro y de la Cerámica provoca una pérdida de masa y de volumen de estos materiales inversamente proporcional a la dureza y de la densidad del material protodóntico.
2. La capacidad abrasiva de los dentífricos en los materiales de cromo-Níquel, de Titanio comercialmente puro y de la Cerámica está positiva y linealmente relacionada con el índice RDA.
3. El cepillado con dentífricos de distinta abrasividad no provoca una variación significativa en la rugosidad superficial de los materiales protodónticos estudiados.
4. El cepillado con dentífricos provoca un aumento de la microdureza de las aleaciones de Cromo-Níquel y de Cromo-Cobalto y una disminución de la microdureza de Titanio comercialmente puro y de la Cerámica. EL valor de RDA del dentífrico no influye en la variación de la microdureza.

7. BIBLIOGRAFÍA

7. BIBLIOGRAFÍA

ADA. (1983) Dentist's desk referente: materials, instruments amd equipment. Chicago.

Angelini E, Pezzoli M, Rosalbino F, Zucchi F. (1991) Influence of corrosion on brazed joints strenght. J Dent; 19: 56-61.

Anil N, Bolay S. (2002) Effect of toothbrushing on the material loss, roughness, and color of intrinsically and extrinsically stained porcelain used in metal-ceramic restorations: an in vitro study. Int J Prosthodont; 15: 483-7.

Anusavice Kenneth J. (2004) Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11ª ed. Madrid: Ed. Elsevier Sciencie, 2004.

Attin T, Koidl U, Buchalla W, Schaller HG, Kielbassa AM Hellwig E. (1997) Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. Arch Oral Biol; 42: 243-50.

Attin T, Buchalla W, Trett A, Hellwig E. (1998 **a**) Toothbrushing abrasion of polyacid-modified composites in neutral and acidic buffer solutions. J Prosthet Dent; 80: 148-50.

Attin T, Zirkel C, Hellwig E. (1998 **b**) Brushing abrasion of eroded dentin after application of sodium fluoride solutions. Caries Res; 32: 344-50.

Attin T, Deifuss H, Hellwig E. (1999) Influence of acidified fluoride gel on abrasion resistance eroded enamel. Caries Res; 33: 135-9.

Bal G, Üçtasli S, Bekiroglu E. (1999) PC controled toothbrush/dentifrice abrasion machine. *J Med Systems*; 23: 27-33.

Barrios G. (1989) *Periodoncia su fundamento biológico*. Bogotá: Editolaser S.

Bergman M. (1986) Corrosion in the oral cavity – potencial local and systemic effects. *Int Dent J*; 36: 41-4.

Black J. (1988) *Orthopaedic biomaterials in research and practice*. New York: Ed. Churchill Livingstone; 163-7.

Bowden FP, Taylor D. (1950) *The friction and lubrication of solids*. London: Oxford University Press.

Burrows D. (1986) Hypersensitivty to mercury, nickel amd chromium in relation to dental materials. *Int Dent J*; 36: 30-4.

Callister WD Jr. (1986) *Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales*. Barcelona: Reverté Ed.

Carr MP, Mitchell JC, Seghi RR, Vermilya SG. (2002) The effect o fair polishing on comtemporary esthetic restorative materials. *Gen Dent*; 3: 238-41.

Combe EC. (1990) *Materiales dentales*. Barcelona: Editorial Labor S.A.

Craig RG, Hanks CT. (1988) Reaction of fibroblasts to various dental casting alloys. *J Oral Pathol*; 17: 241-7.

Craig RG, Hanks CT. (1990) Cytotoxicity of experimental casting alloys evaluated by cell culture tests. *J Dent Res*; 69: 1539-42.

Craig RG, Powers JM. (1998) *Restorative Dental Materials*. Philadelphia: Mosby Co. 10ª Ed.

Dahl BL, Carlsson GE, Ekfeldt A. (1993) Occlusal wear of teeth and restorative materials. *Acta Odontol Scand*; 51: 299-311.

Deery C, Heanue M, Deacon S, Robinson PG, Walmsley AD, Worthington H, Shaw W, Glenny AM. (2004) The effectiveness of manual versus powered toothbrushes for dental health: a systematic review. *J Dent*; 32: 197-211.

De Menezes M, Turssi CP, Hara AT, Messias DC, Serra MC. (2004) Abrasion of eroded root dentine brushed with different toothpastes. *Clin Oral Investig*; 8: 151-5.

Durante Avellanal C. (1982) Diccionario odontológico. Apéndice actualizado. 4ª edición. Buenos Aires: Ed. Mundi S.A.I.C. y F.

Dyer D, Addy M, Newcombe RG. (2000) Studies in vitro of abrasion by different manual toothbrush heads and a standard toothpaste. *J Clin Periodontol*; 27: 99-103.

Ewers GJ, Greener EH. (1985) The electrochemical activity of the oral cavity – a new approach. *J Oral Rehabil*; 12: 469-76.

Fraker AC, Ruff AW, Sung P, Van Orden AC. (1983) Titanium alloys in surgical implants. Philadelphia: Luckey HA and Kubli F Eds, STP 796; 206-19.

Geis-Gerstorfer J, Sauer KH, Päsler K. (1991) Ion release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys. *Int J Prosthodont*; 4: 152-8.

Geis-Gerstorfer J. (1994) In vitro corrosion measurements of restorative metallic systems. *J Dent Res*; 22: 247-51.

Geurtsen W. (2002) Biocompatibility of dental casting alloys. *Crit Rev Oral Biol Med*; 13: 71-84.

Gil FJ, Fernández JM, Planell JA. (1995) A study of the abrasive resistance of metal alloys with applications in dental prosthetic fixators. *Bio-Medical Materials and Engineering*; 5: 3: 161-7.

Ginesta RS. (1986) Historia de la estomatología hasta el renacimiento. Trabajo de licenciatura. Universidad de Barcelona.

Goehlich V, Marek M. (1990) Corrosion behaviour of Pd-Cu and Pd-Co alloys in synthetic saliva. *Dent Mater*; 6: 103-10.

Hanks J. (1976) Hanks' balanced salt solution and pH control. *Tissue Culture Association Manual*; 3: 3.

Hansen PA, Woolsey G, Killoy WJ, Hanson C. (1998) Effect of brushing with sonic and counter rotational toothbrushes on the bond strenght of full veneer crowns. *J Prosthet Dent*; 80: 429-33.

Haselden CA, Hobkirk JA, Pearson GJ, Davies EH. (1998) A comparison between the wear resistance of three types of denture resin to three different dentifrices. *J Oral Rehabil*; 25: 335-9.

Heanue M, Deacon SA, Deery C, Robinson PG, Walmsley AD, Worthington HV, Shaw WC. (2003) Manual versus powered toothbrushing for oral health (Cochrane Review). In: *The Cochrane Library*, Issue 4. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.

Hefferren JJ. (1979) A laboratory method for assessment of dentifrice abrasivity. *J Dent Res*; 58: 1535-43.

Hefferren JJ. (2002) Power toothbrushes: hype or science?. *Adv Dent Res*; 16: 16.

Hensten-Pettersen A. (1992) Casting alloys: side-effects. *Adv Dent Res*; 6: 38-43.

Holland RI. (1991) Use of potentiodynamic polarisation technique for corrosion testing of dental alloys. *Scand J Dent Res*; 99: 75-85.

Hooper S, West N, Pickles M, Joiner A, Newcombe R, Addy M. (2003) Investigation of erosion and abrasion on enamel and dentine: a model in situ using toothpastes of different abrasivity. *J Clin Periodontol*; 30: 802-8.

ISO R468/JIS B0601. (1966) Rugosidad superficial. International Organisation for Standardization.

ISO 1942-1. (1989) Dental vocabulary – Part 1: General and clinical terms. International Organisation for Standardization.

ISO 11609. (1995) Dentistry-toothpastes requirements, test methods and marking. Geneva: International Organisation for Standardization; 1-10.

ISO 7405 (2008). Evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry.

Kawai K, Iwami Y, Ebisu S. (1998) Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance. *J Oral Rehabil*; 25: 264-8.

Kelly JR, Rose TC. (1983) Non precious alloys for use in fixed prosthodontics. A literature review. *J Prosthet Dent*; 49: 363-70.

Kim TI, Han JJ, Lee IS, Lee KH, Shin MC, Choi BB. (1997) New titanium alloys for biomaterials: a study of mechanical corrosion properties and cytotoxicity. *Biomed Mater Eng*; 7: 253-63.

Lautenschlager EP, Monaghan P. (1993) Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*; 43: 245-53.

Leinferder KF. (1997) An evaluation of casting alloy used for restorative procedures. *JADA*; 128: 37-45.

Lentz DL, McDaniel MD, Tolbert WE, Dean DH. (1991) Toothbrush abrasión caused by different dentifrices. *Quintessence International*; 22: 985-8.

Lindhe J. (1985) *Textbook of clinical periodontology*. Philadelphia: WB Saunders Co.

Lopez-Alias JF, Martinez-Gomis J, Anglada JM, Peraire M. (2006) Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system: Nutricional and toxicological implications. *Dent Mater*; 22: 832-7.

Lucas LC, Lemons JE. (1992) Biodegradation of restorative metallic systems. *Adv Dent Res*; 6: 32-7.

Macchi RL. (1987) *Materiales dentales*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S.A.

Mair LH, Stolarski TA, Volwes RW, Lloyds CH. (1996) Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent*; 24: 141-8.

Mallat E., Keogh T.P. (1995) *Prótesis parcial removible. Clínica y laboratorio*. Madrid: Mosby/Doyma Libros, S.A.

McCabe JF. (1990) *Applied dental materials*. 7ª edición. Londres: Blackwell Scientific Publications.

McCracken GI, Janssen J, Swan M, Steen N, De Jager M, Heasman PA. (2003) Effect of brushing force and time on plaque removal using a powered toothbrush. *J Clin Periodontol*; 30: 409-13.

McDonald RE, Avery DR. (1990) *Odontología pediátrica y del adolescente*. 5ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana.

Meyer JM, Nally JN. (1975) Influence of artificial salivas on the corrosion of dental alloys. *J Dent Res*; 54: 678.

Mezger PR, Stols ALH, Vrijhoef MMA, Greener EH. (1989 **a**) Metallurgical aspects and corrosion behaviour of yellow low-gold alloys. *Dent Mater*; 5: 350-4.

Mezger PR, Van 't Hof MA, Vrijhoef MMA, Gravenmades EJ'S, Greener EH. (1989 **b**) Effect of mucin on the corrosion behaviour of dental casting alloys. *J Oral Rehabil*; 16: 589-96.

Mezger PR, Vrijhoef MMA, Greener EH. (1989 **c**) The corrosion behaviour of palladium-silver-ceramic alloys. *Dent Mater*; 5: 97-100.

Moberg LE. (1985 **a**) Long-term corrosion studies in vitro amalgams and casting alloys in contact. *Acta Odontol Scand*; 43: 163-77.

Moberg LE. (1985 **b**) Long-term corrosion studies in vitro of gold, cobalt-chromium, and nickel-chromium alloys in contact. *Acta Odontol Scand*; 43: 215-22.

Momoi Y, Hirosaki K, Kohno a; McCabe JF. (1997) In vitro toothbrush-dentifrice abrasión of resin-modified glass ionomers. *Dent Mater*; 13: 82-8.

Morris HF, Manz M, Stoffer W, Weir D. (1992) Casting alloys: the materials and the clinical effects. *Adv Dent Res*; 6: 28-31.

Munksgaard EC. (1992) Toxicology versus allergy in restorative dentistry. *Adv Dent Res*; 6: 17-21.

Nielsen K. (1987) Corrosion of implants. *Br Corros J*; 22: 272-9.

Nogueras J, Salsench J, Samsó J, Peraire M, Anglada JM. (1996) Estudio preliminar de la liberación de iones metálicos de aleaciones usadas en prótesis fija. *Rev Europea Odonto-estomatol*; 93-6.

Ohkubo C, Watanabe I, Ford JP, Nakajima H, Hosoi T, Okabe T. (2000) The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. *Biomaterials*; 21: 421-8.

Panati C. (1990) Las cosas nuestras de cada día. Barcelona: Ed Círculo de Lectores.

Park JB. (1984) Biomaterials science and engineering. New York: Ed Plenum Press. pp 193-9.

Pena J, Gil FJ, Guilemany JM. (2002) Effect of microstructure on dry sliding wear behaviour in CuZnAl shape memory alloys. Acta Materialia; 50: 3117-26.

Philips RW. (1993) La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9ª edición. México D.F.: Editorial Interamericana McGraw-Hill.

Pourbaix M. (1984 **a**) Proc. Biointeractions 84. London; 5: 239.

Pourbaix M. (1984 **b**) Electrochemical corrosion of metallic biomaterials. Biomater; 5: 122-5.

Prati c, Chersoni S, Lucchese A, Pashley DH, Mongiorgi R. (1999) Dentin permeability after toothbrushing with different toothpastes. Am J Dent; 12: 190-3.

Proubasta J, Gil Mur J, Planell JA. (1997) Fundamentos de la biomecánica y biomateriales. Madrid: Ed Ergón; Cap 11,14,15.

Rhoads JE, Rudd KD, Morrow RM. (1988) Procedimientos en el laboratorio dental. Tomo II Prótesis fija. Barcelona: Ed Salvat; Cap 7.

Richmond R, Macfarlane TV, Mccord JF. (2004) An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterial formulations as a result of toothbrush/dentifrice abrasion. Dent Mater; 20: 124-32.

Ring ME. (1995) Historia ilustrada de la odontología. 2ª ed. Barcelona: Editorial Mosby/Doyma.

Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG (2009). Metal-Ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodontics*; 18: 188-94.

Robinson PG, Deacon SA, Deery C, Heanue M, Walmsley AD, Worthington HV, Glenny AM, Shaw WC. (2005) Manual versus powered toothbrushing for oral health. *Cochrane Database Syst Rev*; (2):CD002281.

Saxer UP, Barbakow J, Yankell SL. (1998) New studies on estimated and actual toothbrushing times and dentifrice use. *J Clin Dent*; 9: 49-51.

Schmalz G, Garhammer P. (2002) Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent Mater*; 18: 396-406.

Sharma NC, Goyal CR, Qaqish JG, Cugini MA, Thompson MC, Warren PR. (2005) Single-use plaque removal efficacy of three power toothbrushes. *J Dent*; 33 (Suppl 1): 11-5.

Stanford JW. (1986) Recommendations for determining biocompatibility and safety for the clinical use of metals in dentistry. *Int Dent J*; 36: 45-8.

Sturdevant JR, Sturdevant CM, Taylor DF, Bayne SC. (1987) The 8-year clinical performance of 15 low-gold casting alloys. *Dent Mater*; 3: 347-52.

Sulong ZA, Aziz RA. (1990) Wear of materials used in dentistry: a review of literature. *J Prosthet Dent*; 63: 342-9.

Tagami J, Toledano M, Prati C. (1999) 3rd International Kuraray Symposium (Adv. Adhesive Dent. Kuraray Co. Ltd. Cirimido. Italy; 59-73.

Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. (2000) Wear and surface roughness of current prosthetic composites alter toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent*; 84: 93-7.

Travers B. (1994) *World of invention*. Detroit: Ed Gale Research Inc.

Underwood R.L. (1994) Quantitative Stereology. Londres: Editorial Elseve.

Van der Weijden GA, Timmerman MF, Danser MM, Van der Velden U. (1998) Relationship between the plaque removal efficacy of a manual toothbrush and brushing force. J Clin Periodontol; 25; 413-6.

Van der Weijden GA, Timmerman MF, Versteeg PA, Piscaer M, Van der Velden U. (2004) High and low brushing force in relation to efficacy and gingival abrasion. J Clin Periodontol; 31: 620-4.

Van Noort R. (1987) Titanium: the implant of today. J Mat Scien; 22: 3801-11.

Wang RR, Fenton A. (1996) Titanium for prosthodontic applications: a review of literature. Quintessence Int; 27: 401-8.

Wassell RW, Walls AW, Steele JG. (2002) Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. Br Dent J; 192: 199-211.

Wataha JC, Lockwood PE, Frazier KB, Khajotia SS. (1999) Effect of toothbrushing on elemental release from dental casting alloys. J Prosthodont; 8: 245-51.

Wataha JC, Lockwood PE, Noda M, Nelson SK, Mettenburg DJ. (2002 **a**) Effect of toothbrushing on the toxicity of casting alloys. J Prosthet Dent; 87: 94-8.

Wataha JC. (2002 **b**) Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent; 87: 351-63.

Wataha JC, Lockwood PE, Mettenburg D, Bouillaguet S. (2003) Toothbrushing causes elemental release from dental casting alloys over extended intervals. J Biomed Mater Res; 65B: 180-5.

Wataha JC, Lockwood PE, Messer RLW, Lewis LB, Mettenburg DJ. (2008) Brushing-induced surface roughness of nickel-, palladium-, and gold-based dental casting alloys. J Prosthet Dent; 99: 455-60.

Watanabe I, Ohkubo C, Ford JP, Atsuta, M, Okabe T. (2000) Cutting efficiency of air-turbine burs on cast titanium and dental casting alloys. *Dent Mater*; 16: 420-5.

West N, Addy M, Hugues J. (1998) Dentine hypersensitivity: the effects of brushing desensitizing toothpastes, their solid and liquid phases, and detergents on dentine and acrylic: Studies in Vitro. *J Oral Rehabil*; 25: 885-95.

Wright DC, Gallant RF, Spangberg L. (1982) Correlation of corrosion behaviour and cytotoxicity in Au-Cu-Ag ternary alloys. *J Biomed Mater Res*; 16: 509-17.

Yankell SI, Shi X, Emling RC, Nelson BJ, Triol CW. (1998) Laboratory evaluations of three dentifrices with polishing or brushing. *J Clin Den*; 9; 61-3.

Dental casting alloys behaviour during power toothbrushing with toothpastes with various abrasivities. Part I: wear behavior

Ll. Nogués · J. Martínez-Gomis · C. Molina · M. Peraire · J. Salsench · P. Sevilla · F. J. Gil

Received: 13 October 2007 / Accepted: 11 March 2008 / Published online: 4 April 2008
© Springer Science+Business Media, LLC 2008

Abstract The purpose of this study was to evaluate the long term effect of abrasivity of toothpastes normally used over the surface and mechanical properties of dental casting alloys. Three dental casting alloys (Ni–Cr, Co–Cr, c.p. Ti) and one ceramic were chosen. Four specimens of each material were immersed in artificial saliva, brushed without or with one of four toothpastes of different Relative Dentine Abrasivity (RDA 50, 52, 80, and 114). An electric toothbrush with a load of 250 g was used for 420 min. Mass loss was determined by difference in weight, microhardness and surface roughness were also measured. Two-way ANOVA and non-parametric tests were used to detect significant differences. Titanium specimens ($478 \mu\text{g}/\text{cm}^2$) exhibited the most mass loss, whereas ceramic ($282 \mu\text{g}/\text{cm}^2$) and Co–Cr ($262 \mu\text{g}/\text{cm}^2$) exhibited the least. However, ceramic demonstrated the most volume loss (0.239 mm^3). The abrasivity effect of the toothpaste correlated with the RDA values. Slight variations in microhardness were observed after toothbrushing and depended on the material but not on the toothpaste used.

Material surfaces were slightly smoothed by toothbrushing but no significant differences were detected. Dental casting alloys and ceramic are susceptible to abrasion by brushing with an electric toothbrush depending on the RDA value of the toothpaste. Variations in microhardness and surface roughness were not clinically relevant.

1 Introduction

Brushing with toothpaste is the most common form of tooth cleaning. Although manual toothbrushes are still used by the majority of people, powered toothbrushes are becoming increasingly popular [1]. In a comparative study of three power toothbrush systems the authors concluded that the action of the oscillating/rotating/pulsating toothbrushes was more effective in plaque removal than the high-frequency toothbrush [2]. Moreover, a systematic review of the literature concluded that powered toothbrushes with a rotation oscillation action achieve a modest reduction in plaque and gingivitis compared to manual toothbrushing. However, few data have been reported concerning the side effects of their use [1]. To achieve optimum toothbrushing, it is necessary to add organic solvents and abrasive substances to the toothpaste. The abrasivity of such substances should never be so high that unintended damage is produced in the oral hard or soft tissues, or in dental restorations. Abrasion induced by an abrasive agent on a surface is influenced by a great variety of the agent's properties, such as chemical composition, crystal structure, cleavage, friability, hardness, particle shape, surface features, and particle size distribution, solubility, concentration, and compatibility with other ingredients of the toothpaste. The abrasivity of toothpastes

Ll. Nogués · J. Martínez-Gomis · C. Molina · M. Peraire · J. Salsench
Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry,
Universitat de Barcelona, Barcelona, Spain

P. Sevilla
Catalonia Bioengineering Institute (IBEC), Department of
Materials Science and Metallurgical Engineering, Universitat
Politécnica de Catalunya, Barcelona, Spain

F. J. Gil (✉)
Catalonia Bioengineering Institute (IBEC), Department of
Materials Science and Metallurgical Engineering, ETSEIB,
Universitat Politècnica de Catalunya, Av. Diagonal 647,
08028 Barcelona, Spain
e-mail: francesc.xavier.gil@upc.edu

can be measured by a variety of methods *in vitro*, of which the Relative Dentine Abrasion (RDA) method [3] is the best known, recommended by the International Standards Organization [4].

Abrasion from brushing has been studied on enamel [5, 6], dentin [5, 7, 8] composite [9] acrylic resin [8, 10–12], ceramic [13], glass ionomer [14] and amalgam [14]. However, only a few *in vitro* studies have focused on the effects of brushing on dental alloys [15–17]. Whereas Ni-based (Ni–Cr and Ni–Cr–Be) alloys showed relatively high amounts (600–800 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ of Ni) of elemental release after brushing with toothpaste for 48 h [16], only Ni–Cr–Be alloy showed a large increase in cytotoxicity under the same conditions [17].

There are currently hundreds of alloys available for prosthodontic restorations. The major factors controlling alloy selection are cost, physical properties, casting techniques, corrosion and biocompatibility [18–21]. For clinical dental applications, Ni–Cr and Co–Cr alloys have been developed as a cheaper alternative to gold-and palladium-based alloys, also featuring mechanical properties [20, 21]. Titanium is a relatively new metal in cast dental prostheses [22]. Whereas titanium has several advantages compared to Ni–Cr and Co–Cr, including lower weight, biocompatibility and low heat conductivity, it also suffers from a complex casting technique, requiring high temperature (1650°C), a special magnesium investment, and an argon arc under vacuum [20, 22].

Brushing with toothpaste may lead to changes in the surface morphology of both natural tooth and restorative materials. These changes may alter plaque retention and corrosion potential. The aim of this study was to evaluate the long term effect of abrasivity of toothpastes normally used over the surface and the mechanical properties of Ni–Cr, Co–Cr, and commercially pure titanium (cpTi) after power toothbrushing. In order to achieve it an *in vitro* study was developed using rotating oscillation toothbrushes and different toothpastes in artificial saliva.

2 Materials and methods

Three types of casting alloys used for full cast and porcelain-fused-to-metal restorations were selected. These were Ni–Cr alloy (IPS d.SIGN 15, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (composition % by weight; Ni:58.7, Cr:12.1, Si:1.9, Mo:1.7, Fe:<1, Co:<1, Ce:<1), Co–Cr alloy (IPS d.SIGN 30, Ivoclar Vivadent Inc, Amherst, NY, USA) (composition % by weight; Co:60.2, Cr:30.1%, Ga:3.9, Nb:3.2, B:<0.1, Fe:<0.1, Al:<0.1, Li:<0.1) and cpTi grade II (Tritan[®], Dentaurum, Ispringen, Germany) (Composition % by weight; Ti:>99.5%). One ceramic material (Vintage Halo Porcelain, Shofu, San Marcos, CA, USA) was chosen

as a control because of its abrasion resistance. 120 wax patterns (18 × 18 mm and 1.5 mm thick) were cast. Eighty of them were invested in phosphate-bonded investment (Ceramvest, Protechno, Vilamalla, Spain) to obtain 40 specimens of Ni–Cr and 40 of Co–Cr. For the remaining 40 wax patterns, a magnesia-based investment material (Trinell[®], Dentaurum, Ispringen, Germany) was used to obtain the cpTi specimens by means of an appropriate casting machine (Rematitan Autocast, Dentaurum, Ispringen, Germany). Investment heating and alloy casting procedures were performed according to the manufacturer's instructions. All alloys were fired at 950°C to simulate firing in a porcelain oven. Forty specimens of porcelain were produced by means of a mold (18 × 18 mm and 1.5 mm thick) and fired in a high-temperature porcelain oven. After casting, the alloy specimens and the porcelain were polished following standard laboratory procedures and then cleaned.

Before brushing, all specimens were weighed and their surface roughness was measured using a profilometer as described later. Forty specimens of each restorative material were randomly distributed amongst five groups ($n = 8$). Four specimens from each group were brushed either without paste or with one of the following four commercial toothpastes: (0) artificial saliva (Hank's Balanced Salt Solution, Sigma-Aldrich, UK) without toothpaste as a control, (1) Paste-50 (Sorbitol, aqua, hydrated silica, PEG-12, aroma, tetrasodium pyrophosphate, cellulose gum, sodium lauryl sulfate, sodium saccharin, sodium fluoride, mica, glycerin, CI 42090, CI 77891, RDA = 50), (2) Paste-52 (sodium fluoride, dihydrated dicalcium phosphate, glycerin, aqua, alumina, sorbitol, sodium citrate, cocamidopropyl betaine, papaine, sodium lauryl sulfate, carrageenan, sodium saccharin, CI 42090, citroxain[®], RDA = 52), (3) Paste-80 (Aqua, hydrated silica, glicerol, sorbitol, PVM/MA copolymer, sodium lauryl sulfate, aroma, cellulose gum, sodium hydroxide, sodium fluoride, triclosan, carrageenan, sodium saccharin, CI 77891, RDA = 80), and (4) Paste-114 (Aqua, hydrated silica, sorbitol, glycerin, PEG-12, tetrapotassium pyrophosphate, PVM/MA copolymer, aroma, sodium lauryl sulfate, titanium dioxide, cellulose gum, carrageenan, sodium fluoride, sodium hydroxide, sodium saccharin, RDA = 114). The authors chose these toothpastes as they are widely used and represent a wide range of RDA values. The four remaining specimens from each group were merely immersed in toothpaste or artificial saliva without any brushing.

An electric toothbrush (Braun Oral-B ProfessionalCare 7500DLX, Braun AG, Kronberg, Germany) was chosen because it is one of recent models of power toothbrushes which has a pulsating action added to an oscillating/rotating action, and in order to realistically imitate real brushing

of the restorative materials. This electric toothbrush effects an in-and-out movement at 40000 pulsations per minute, with simultaneous oscillations at 8800 per minute. The brush heads used were Green Oral-B® (FlexiSoft® bristles). Batteries from each of four units of this electric toothbrush were removed and a power supply with direct current was connected to obtain a voltage of 5 V. Since brushing engines need 1.2 V to work, a bridge of five diodes was installed at the power supply output and the four electric toothbrushes were connected in parallel just beyond the diode bridge (Fig. 1).

Specimens were fixed into a round-shaped plastic recipient and were totally immersed in abrasive slurry containing 10 g of toothpaste and 70 ml of artificial saliva (pH 7.0–7.4), except for the group without toothpaste which was immersed only in artificial saliva. For the specimens to be brushed, a weight was added to the base upon which each electric toothbrush was fixed in order to give the specimen a vertical load of 250 g (± 3 g) during brushing. Each experiment was allowed to run for 7 h at room temperature ($20 \pm 3^\circ\text{C}$). A new toothbrush and fresh slurry was used for each specimen.

After brushing, each sample was rinsed with distilled water and air dried for 10 s. Specimens were weighed using an electronic balance (Sartorius BP211D, Sartorius AG, Goettingen, Germany, accuracy of 0.01 mg) at the beginning of the experiment and after 70, 140, 280 and 420 min of brushing/immersion. The area of brushing was calculated soaking the bristles of a toothbrush with ink under the experimental situation by means of an image analyzer and the result was 1.936 cm^2 . The material loss per unit area was determined by dividing the difference in weight before and after brushing/immersion by 1.936 cm^2

at each time. The volume loss was calculated as the weight loss divided by the density of each material.

The surface roughness measurements were made using a profilometer (Mitutoyo SurfTest SV-512; Mitutoyo, IL, USA) with a 5 nm resolution and assisted with appropriate software (Surfpack, v 3.0, Mitutoyo, Japan) on the specimens before and after 420 min of brushing. Before evaluation, a Gaussian filter was used to remove errors of form and waviness. For each specimen five different lengths (sampling length 0.8 mm, and transversing length 2.5 mm) were analyzed following the ISO/JIS B0601. Ra was used to give a numerical characterization of the surface roughness. Ra is the arithmetical mean deviation of the profile and is calculated as the arithmetical mean of the absolute values of the profile deviations from the mean line. One centrally positioned surface area was analyzed and care was taken to relocate the same area during subsequent registrations. The microhardness of the materials was measured using a microhardness tester (Matsuzawa DMH1) at a load of 500 g for 15 s, before brushing and after 420 min of brushing. Five different areas for each specimen were chosen to make indentations and were averaged. Care was taken to ensure that testing was performed on a flat surface.

Specimens of each material were examined in a scanning electron microscope (SEM) (JEOL® JSM-6400, Jeol USA Inc, Peabody, Ma, USA) before and after brushing with different toothpastes, at a constant working distance of 10 mm, with magnifications 500 \times , 1000 \times , or 2000 \times . Ceramic specimens were gold-sputtered (Balzers SCD 004, USA) for 40 s with a 10 nm layer and then viewed under vacuum in a SEM. Alloy specimens were not coated with any material due to their metallic nature. Toothpastes were examined by means of environmental scanning electron microscopy (ESEM) (JEOL 2020 electroscan®, Jeol USA Inc, Peabody, Ma, USA) with magnifications of up to 1000 \times .

Statistical analyses was performed using SPSS 12.0S for Windows (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). Two-way ANOVA and *post hoc* Tukey tests were used to examine the effects of toothpaste and restorative material, as well as any interaction effects, on mass loss and microhardness. The amount of variation explained by the model was determined by the adjusted R^2 values. Volume loss and surface roughness data were analyzed using the Mann-Whitney *U* and Wilcoxon signed-rank tests. Statistical significance was set in advance at the 0.05 probability level.

3 Results

None of the specimens that were simply immersed in toothpaste, without brushing, exhibited mass loss. Mass



Fig. 1 The materials tested immersed in toothpaste slurry and placed into four plastic recipients are submitted to brushing by four units of electric toothbrush which are fixed to platforms subjected to a 250 g load

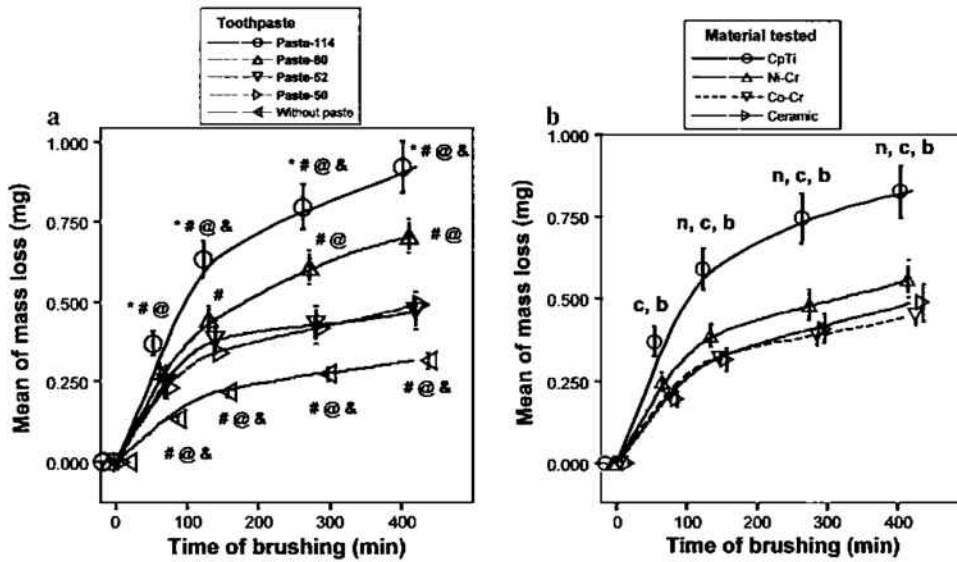


Fig. 2 (a) Mean of mass loss (mg) of the four materials tested produced by brushing without toothpaste and with the four different toothpastes over 420 min. (b) Mean of mass loss (mg) for each material tested produced by brushing over 420 min regardless of the toothpaste used. Error bars represent Standard Error of Means. Statistical significant differences are indicated by: * $P < 0.05$ with

respect to "without paste"; # $P < 0.05$ with respect to Paste-50; @ $P < 0.05$ with respect to Paste-52; & $P < 0.05$ with respect to Paste-80; ^c $P < 0.05$ with respect to ceramic; ^b $P < 0.05$ with respect to Co-Cr; ⁿ $P < 0.05$ with respect to Ni-Cr. Analyzed by Mann-Whitney U test

loss curves for materials brushed are shown in Fig. 2. The rate of mass loss decreased as a function of time. Mass loss per unit area values for all materials and for all toothpastes after 420 min of brushing are given in Table 1. A two-way ANOVA revealed that both material and the type of toothpaste had significant effects on mass loss ($R^2 = 0.85$; $P < 0.001$). Titanium suffered the most abrasion whereas Co-Cr and ceramic suffered the least. Further, the higher the RDA of the toothpaste produced the higher the mass

loss in the materials tested. The ANOVA also revealed a significant interaction between toothpaste and material ($P < 0.001$). Whereas abrasion of titanium, Ni-Cr and ceramic depended significantly on the RDA of the toothpaste used, Co-Cr exhibited a similar mass loss for all the toothpastes tests. In contrast, Mann-Whitney U and Wilcoxon signed-rank tests revealed that ceramic lost more volume ($P < 0.001$) than Co-Cr or Ni-Cr after 420 min of brushing (Table 2).

Table 1 Means (SD) of mass per unit area ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) after 420 min as a result of brushing with or without toothpaste for each restorative material

| | Without paste | Paste-50 Silica | Paste-52 alumina | Paste-80 Silica | Paste-114 Silica + TiO ₂ | Mean toothpaste* |
|---------|-----------------------|-----------------------|------------------------|------------------------|-------------------------------------|--------------------------|
| Ceramic | 136 (21) | 213 (37) | 136 (62) | 359 (36) | 418 (75) | 282 (126) ^{x,y} |
| Co-Cr | 112 (14) | 245 (58) | 269 (83) | 252 (41) | 284 (32) | 262 (53) ^x |
| Ni-Cr | 186 (18) | 241 (51) | 191 (89) | 332 (42) | 498 (37) | 316 (132) ^y |
| cpTi | 223 (38) | 314 (75) | 381 (114) | 516 (65) | 702 (69) | 478 (170) ^z |
| Mean | 164 (50) ^a | 253 (64) ^b | 244 (124) ^b | 365 (108) ^c | 476 (165) ^d | |

* Mean for 4 types of toothpaste. Different letters indicate statistical differences (two-way ANOVA, Tukey *post-hoc* test, $P < 0.05$)

Table 2 Means (SD) of volume loss (mm^3) after 420 min as a result of brushing with or without toothpaste for each restorative material

| | Without paste | Paste-50 Silica | Paste-52 alumina | Paste-80 Silica | Paste-114 Silica + TiO ₂ | MEAN toothpaste* |
|---------------|----------------------------|----------------------------|---------------------------------|--------------------------------|-------------------------------------|----------------------------|
| Ceramic | 0.115 (0.017) | 0.181 (0.032) | 0.115 (0.052) | 0.305 (0.031) | 0.355 (0.064) | 0.239 (0.107) ^x |
| Co-Cr | 0.027 (0.003) | 0.058 (0.014) | 0.063 (0.020) | 0.059 (0.010) | 0.067 (0.008) | 0.062 (0.013) ^y |
| Ni-Cr | 0.045 (0.004) | 0.058 (0.012) | 0.046 (0.021) | 0.080 (0.010) | 0.120 (0.009) | 0.076 (0.032) ^y |
| cpTi | 0.096 (0.016) | 0.135 (0.032) | 0.164 (0.049) | 0.221 (0.028) | 0.221 (0.028) | 0.205 (0.073) ^x |
| Mean material | 0.071 (0.039) ^a | 0.108 (0.058) ^b | 0.0166 (0.059) ^{a,b,c} | 0.166 (0.108) ^{b,c,d} | 0.211 (0.128) ^d | |

* Mean for 4 types of toothpaste. Different letters indicate statistical differences (Mann-Whitney U and Wilcoxon signed-rank tests, $P < 0.05$)

Table 3 Means (SD) of initial surface roughness (R_a) and change of R_a after brushing

| | Before brushing | Without paste | Paste-50 Silica | Paste-52 alumina | Paste-80 Silica | Paste-114 Silica + TiO ₂ | MEAN toothpaste |
|---------------|-----------------|---------------|-----------------|------------------|-----------------|-------------------------------------|-----------------|
| Ceramic | 0.64 (0.10) | -0.09 | 0 | -0.15 | -0.09 | -0.14 | -0.09 |
| Co-Cr | 0.52 (0.09) | -0.05 | 0 | -0.05 | -0.13 | -0.09 | -0.07 |
| Ni-Cr | 0.73 (0.09) | -0.05 | -0.12 | -0.06 | -0.01 | -0.02 | -0.05 |
| cpTi | 0.41 (0.07) | -0.03 | +0.16 | -0.06 | +0.15 | -0.15 | +0.03 |
| Mean material | | -0.06 | +0.01 | -0.08 | -0.02 | -0.10 | |

Table 4 Means (SD) of initial Vickers hardness (HVN) and change in HVN after 420 min of brushing with or without toothpaste

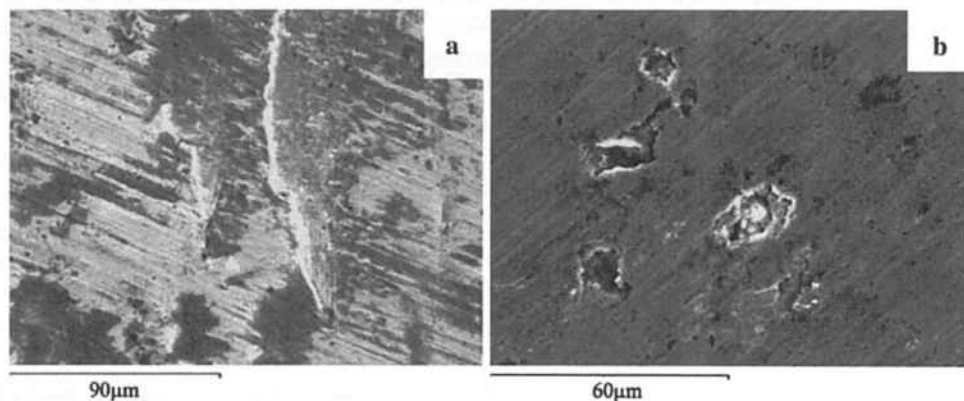
| | Before brushing | Without paste | Paste -50 Silica | Paste-52 alumina | Paste-80 Silica | Paste-114 Silica + TiO ₂ | MEAN toothpaste* |
|---------------|-----------------|--------------------------|--------------------------|-------------------------|--------------------------|-------------------------------------|---------------------------|
| Ceramic | 469.5 (22.2) | -7.2 (10.8) | -10.4 (8.8) | -12.1 (4.4) | -5.0 (10.2) | -7.1 (10.4) | -8.64 (8.4) ^x |
| Co-Cr | 527.8 (8.5) | +5.1 (5.1) | +15.4 (9.2) | +15.4 (9.6) | +17.7 (13.3) | +18.6 (13.8) | +16.8 (10.5) ^y |
| Ni-Cr | 312.7 (41.8) | +7.7 (2.8) | +26.9 (27.3) | +22.3 (14.6) | +22.2 (20.7) | +21.2 (20.6) | +23.2 (9.1) ^y |
| cpTi | 480.5 (8.2) | +0.2 (3.1) | +18.5 (9.6) | +4.8 (3.6) | +15.4 (3.3) | +20.1 (12.5) | +14.7 (9.6) ^x |
| Mean material | | +1.32 (8.2) ^a | +12.6 (2.3) ^a | +7.6 (3.1) ^a | +12.6 (2.1) ^a | +13.2 (1.3) ^a | |

* Mean for 4 types of toothpaste. Different letters indicate statistical differences (two-way ANOVA, Tukey *post-hoc* test, $P < 0.05$)

A slight but no significant variation in surface roughness was observed after brushing with or without toothpaste for all restorative materials (Table 3). Vickers hardness values are presented in Table 4. The hardness of Ni-Cr alloy is significantly ($P < 0.01$) lower than that of the other materials tested, whilst Co-Cr exhibited the highest hardness ($P < 0.01$), both before and after brushing. Whereas Co-Cr and Ni-Cr became slightly harder over brushing, the Vickers hardness values for ceramic and titanium decreased ($P < 0.05$). The type of toothpaste used did not affect these variations of microhardness.

Third-body wear appeared to be the abrasive wear pattern on the metal surfaces after brushing (Fig. 3). The morphology of the abrasive particles of the different toothpastes is characterized by a polyedric round form (Fig. 4). Particles of toothpaste with less abrasive capacity are smaller and more spherical than those with more abrasive capacity.

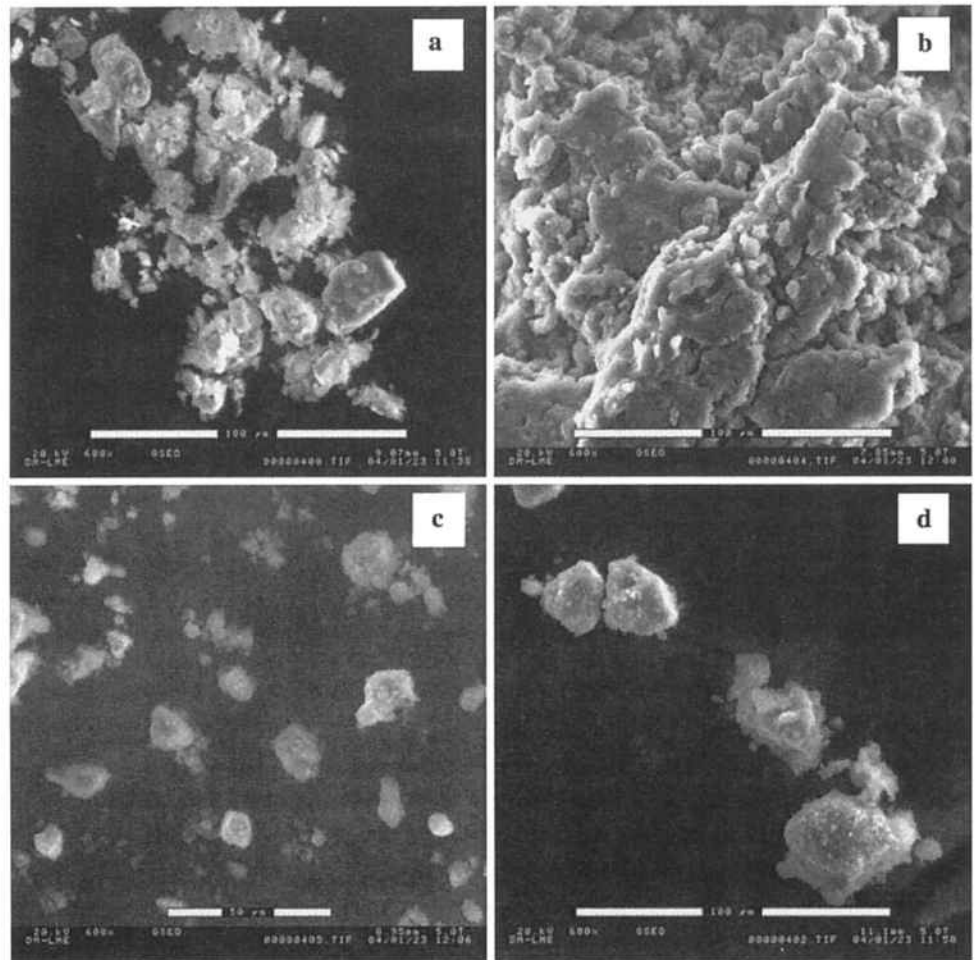
Fig. 3 SEM images of a Ni-Cr alloy surface before (a) and after (b) 420 minutes of brushing with Paste-114



4 Discussion

The influence of the type of restorative material and toothpaste on brushing abrasion was evaluated in this *in vitro* study. Among the materials tested, Co-Cr alloy exhibited the highest resistance to abrasion as measured by mass and by volume and the highest hardness value. A significant correlation between abrasion resistance and surface hardness has been observed in dental casting alloys [23] glass ionomers [14] and in resins [12]. Commercially pure titanium demonstrated the least resistance to abrasion, as has been observed in another study [24]. Although ceramic specimens exhibited higher resistance to abrasion according to weight loss, they showed the greatest amount of volume loss, due to their low density (2.28 g/cm³) compared with cpTi (4.51 g/cm³), Ni-Cr (8.05 g/cm³) and Co-Cr (8.20 g/cm³).

Fig. 4 ESEM micrograph of the abrasive particles of the four toothpastes: (a) Paste-50, (b) Paste-52, (c) Paste-80 and (d) Paste-114



Abrasion can have clinical consequences as a result of changes to the characteristics of the restorative material, as well as through the ingestion of the elements. The surface roughness did not vary significantly, so no higher plaque accumulation can be expected. However, the higher or lower accumulation of dental plaque depends not only on the roughness of the surface. Some other factors, as the interfacial free energy of adhesion of bacteria and pH may also be involved [25]. Although the measurement of roughness did not reflect the entire surface, five different lengths for each material were analyzed. The abrasive particles from toothpaste present higher hardness values than the dental materials and produce plastic deformation up to fracture of the peaks of the surface profile. This lack of change in roughness despite the mass loss may be due to the mechanical polished produced by the abrasive particles. In contrast, a rougher surface was observed in composite material because of the selective abrasion of the resin matrix and the dislodgement of filler particles [9]. Moreover, the style of brush may wear the material evenly. Microhardness presents an increase due to the plastic deformation on the surface of the materials tested produced

by the friction of the abrasive particles. Plastic deformation produced by abrasive mechanisms is well known that produces a high density of dislocations in the metallic surface, increasing the surface microhardness [26]. Wataha and coworkers [16] found that 600–800 μg of Ni were released per cm^2 of Ni–Cr alloy after brushing with toothpaste for 48 h, a similar value to the present study, taking into account that 65% of the Ni–Cr alloy composition is Ni, and that the rate of mass loss tended to decrease as a function of time. This means that the daily intake of nickel due to brushing could be about 1 μg assuming that all the surfaces brushed are Ni–Cr alloy. As the tolerable upper daily intake level of nickel is 1 mg, this represents no risk unless the patient is allergic to nickel [27]. There are concerns regarding the release of metal ions from the nickel-based alloys to surrounding tissues and their cytotoxicity to the tissue's normal function. Despite these concerns, results from the effect of Nickel-containing dental cast alloys in cell culture system are contradictory [19]. Moreover, Ni–Cr showed a small increase in cytotoxicity after being brushed under several relatively severe *in vitro* conditions, such as at pH 4 [17]. Large areas of the

biological interaction of dental casting alloys are not yet understood, especially in the area of low dose exposure and individual differences in the appearance of adverse reactions [19].

The amount of abrasion from brushing depends on the type of toothpaste used. In the present study a positive correlation was observed between the RDA of the toothpaste and abrasion levels as measured by weight or volume loss in all materials except for Co–Cr alloys. The RDA value of the toothpaste could also be useful to estimate its relative abrasivity on ceramic, Ni–Cr alloys and commercially pure titanium, but not on Co–Cr alloys. In addition to the RDA, the type of abrasive may also influence abrasion characteristics, explaining the slight difference in abrasivity of Paste-50 and Paste-52 on ceramic and Ni–Cr compared with cpTi and Co–Cr, despite their similar RDA values.

It is very difficult to compare the results of the present study with other *in vitro* studies because of differences in methodology and materials tested. This study was designed to evaluate the effect of toothpaste on the abrasion of different restorative materials by means of a powered toothbrush. For this study, a load of 250 g was chosen because this is within the range of the optimum force for plaque removal with a powered toothbrush [28, 29] and according to the powered toothbrush manufacture's instructions [30]. However, most studies have used a load of 250–600 g and horizontal back-and-forth movements of the brush to simulate manual toothbrushing [6, 7, 9–13]. To our knowledge, this is the first study that uses a real powered toothbrush to study abrasivity, possibly simulating better a clinical situation than a brushing machine. Most studies have evaluated abrasivity as a vertical wear profile measured by means of profilometry [6–9, 11, 14] whereas only a few studies have determined abrasivity through weight loss [10, 12, 13]. However, when a force is applied to a toothbrush without displacement, the bristles might abrade the material unevenly, meaning a single vertical wear profile may not be representative of the area brushed. The daily recommended time for brushing with toothpaste is 2 min twice, meaning a given tooth surface might typically be in contact with the toothbrush for a maximum of 5 s twice daily [5]. Therefore one hour of brushing in this experiment may be equivalent to one year of life for a tooth surface.

It is very difficult to extrapolate the results of the present study to a clinical situation, as the oral cavity is subject to changes in pH and temperature, a continuous flow of saliva, microbiological activity, occlusal load, as well as many other factors. In spite of the limitations of the present study, brushing caused abrasion of dental casting alloys and ceramic and the intensity of which depended upon the restorative material and the RDA of the toothpaste [31–35].

However, brushing dental casting alloys using a powered toothbrush and applying a load of 250 g with toothpaste of RDA of about 50, one need not expect significant consequences from the clinical point of view.

5 Conclusions

This study suggests that dental casting alloys and ceramic are susceptible to abrasion by brushing with an electric toothbrush. In general, the amount of mass loss is proportional to the RDA value of the toothpaste. The increase of the microhardness was due to the plastic deformation produced by the abrasion and surface roughness do not presents apparent increase by the inclusion of the abrasive particles on the material roughness. These variations will produce an important increase on the corrosion behavior and ion release, as can be observed in Part II, Consequently, the toothbrushed can have were clinically relevant.

Acknowledgements This study was supported in part by a grant of Fundació Josep Finestres (FBG 302982/2004). The authors are grateful to the technicians Narcís Ros, Francisco Sacristán, and Joan Mestres for producing the specimens and Robin Rycroft for language assistance. The authors also thank Dentaurem® and Braun-OralB® for their contribution of investment and power toothbrushes respectively.

References

1. C. Deery, M. Heanue, S. Deacon, P.G. Robinson, A.D. Walmsley, H. Worthington, W. Shaw, A.M. Glenny, *J. Dent.* **32**, 197–211 (2004)
2. N.C. Sharma, C.R. Goyal, J.G. Qaqish, M.A. Cugini, M.C. Thompson, P.R. Warren, *J. Dent.* **33**, 11 (2005)
3. J.I. Hefferren, *J. Dent. Res.* **58**, 1535–1543 (1979)
4. ISO 11609. *Dentistry-toothpastes requirements, test methods and marking* (International Organisation for Standardization, Geneva, 1995) pp. 1–10
5. S. Hooper, N. West, M. Pickles, A. Joiner, R. Newcombe, M. Addy, *J. Clin. Periodontol.* **30**, 802–808 (2003)
6. T. Attin, U. Koidl, W. Buchalla, H.G. Schaller, A.M. Kielbassa, E. Hellwig, *Arch. Oral Biol.* **42**, 243–250 (1997)
7. M. De Menezes, C.P. Turssi, A.T. Hara At, D.C. Messias, M.C. Serra, *Clin. Oral Invest.* **8**, 151–155 (2004)
8. N. West, M. Addy, J. Hughes, *J. Oral Rehabil.* **25**, 885–895 (1998)
9. N. Tanoue, H. Matsumura, M. Atsuta, *J. Prosthet. Dent.* **84**, 93–97 (2000)
10. R. Richmond, T.V. Macfarlane, J.F. Mccord, *Dent. Mater.* **20**, 124–132 (2004)
11. C. Haselden, J.A. Hobkirk, G.J. Pearson, E.H. Davies, *J. Oral Rehabil.* **25**, 335–339 (1998)
12. K. Kawai, Y. Iwami, S. Ebisu, *J. Oral Rehabil.* **25**, 264–268 (1998)
13. N. Anil, S. Bolay, *Int. J. Prosthodont.* **15**, 483–487 (2002)
14. Y. Momoi, K. Hirotsaki, A. Kohno, J.F. McCabe, *Dent. Mater.* **13**, 82–88 (1997)
15. J.C. Wataha, P.E. Lockwood, K.B. Frazier, S.S. Khajotia, *J. Prosthodont.* **8**, 245–251 (1999)

16. J.C. Wataha, P.E. Lockwood, D. Mettenburg, S. Bouillaguet, *J. Biomed. Mater. Res.* **65B**, 180–185 (2003)
17. J.C. Wataha, P.E. Lockwood, M. Noda, S.K. Nelson, D.J. Mettenburg, *J. Prosthet. Dent.* **87**, 94–98 (2002)
18. W. Geurtsen, *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* **13**, 71–84 (2002)
19. G. Schmalz, P. Garhammer, *Dent. Mater.* **18**, 396–406 (2002)
20. R.W. Wassell, A.W. Walls, J.G. Steele, *Brit. Dent. J.* **192**, 199–211 (2002)
21. J.C. Wataha, *J. Prosthet. Dent.* **87**, 351–363 (2002)
22. R. Wang, A. Fenton, *Quintessence Int.* **27**, 401–408 (1996)
23. I. Watanabe, C. Ohkubo, J.P. Ford, M. Atsuta, T. Okabe, *Dent. Mater.* **16**, 420–425 (2000)
24. C. Ohkubo, I. Watanabe, J.P. Ford, H. Nakajima, T. Hosoi, T. Okabe, *Biomater.* **21**, 421–428 (2000)
25. J. Tagami, M. Toledano, C. Prati, 3rd International Kuraray Symposium (Adv. Adhesive Dent. Kuraray Co. Ltd. Cirimido, Italy, 1999) pp. 59–73
26. J. Pena, F.J. Gil, J.M. Guilemany, *Acta. Materialia.* **50**(12), 3117–3126 (2002)
27. J.F. Lopez-Alias, J. Martinez-Gomis, J.M. Anglada, M. Peraire, *Dent. Mater.* **22**, 832–837 (2006)
28. G.A. Van Der Weijden, M.F. Timmerman, P.A. Versteeg, M. Piscoer, U. Van Der Velden, *J. Clin. Periodontol.* **31**, 620–624 (2004)
29. G.I. Mccracken, J. Janssen, M. Swan, N. Steen, M. De Jager, P.A. Heasman, *J. Clin. Periodontol.* **30**, 409–413 (2003)
30. J.J. Hefferren, *Adv. Dent. Res.* **16**, 16 (2002)
31. F.J. Gil, J.A. Planell, *J. Biomed. Mater. Res-A.* **48**, 682–688 (1999)
32. F.J. Gil, J.M. Manero, J.A. Planell, *J. Mater. Sci.* **30**, 2526–2530 (1995)
33. J.M. Guilemany, F.J. Gil, *J. Mater. Sci.* **26**, 4626–4630 (1991)
34. J. Muntasell, J.L.L. Tamarit, E. Cesari, J.M. Guilemany, F.J. Gil, *Mater. Res. Bull.* **24**, 445–452 (1989)
35. J. Muntasell, J.L.L. Tamarit, J.M. Guilemany, F.J. Gil, E. Cesari, *Mater. Res. Bull.* **23**, 1585–1590 (1988)