



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS PORCELANAS
EN EL TEJIDO DENTARIO**

T E S I N A

Que para obtener el Título de:

CIRUJANA DENTISTA

Presenta:

ELIZABETH BELEM PIMENTEL VÁZQUEZ

**DIRECTORA: MTRA. MARÍA TERESA DE JESÚS
GUERRERO QUEVEDO.**

ASESOR: CD. GASTÓN ROMERO GRANDE.

MÉXICO, D.F.

2005



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**BIOCOMPATIBILIDAD DE LAS PORCELANAS
EN EL TEJIDO DENTARIO**

T E S I N A

Que para obtener el Título de:

CIRUJANA DENTISTA

Presenta:

ELIZABETH BELEM PIMENTEL VÁZQUEZ

**DIRECTORA: MTRA. MARÍA TERESA DE JESÚS
GUERRERO QUEVEDO.**

ASESOR: CD. GASTÓN ROMERO GRANDE.

MÉXICO, D.F.

2005

Con amor a mi familia.
Gracias a mi papá y mamá
por el apoyo que me han brindado;
a mis hermanas
por ser incondicionales;
y en especial a mi niño Miguel:
sin tu apoyo,
este proyecto no sería posible.

INTRODUCCIÓN	5
1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LA PORCELANA	10
2. GENERALIDADES, CLASIFICACIÓN Y COMPONENTES DE LAS PORCELANAS	17
2.1 Clasificación de las porcelanas	19
3. GENERALIDADES DEL TEJIDO DENTARIO	31
3.1 Esmalte	31
3.2 Dentina	35
3.3 Pulpa dental	38
3.4 Respuesta del complejo dentino-pulpar	40
3.5 Periodonto	42
3.6 Encía y mucosa	43
3.7 Consideraciones restaurativas	45
4. RESTAURACIONES LIBRES DE METAL CON PORCELANA	48
4.1 Requisitos previos de las restauraciones	48

4.1.1 Principio mecánico	48
4.1.2 Principio biológico	49
4.2 Requisitos de una preparación ideal para una restauración libre de metal	51
4.3 Inlay	52
4.4 Onlay	55
4.5 Overlay	58
4.6 Carillas, facetas laminadas o veneers	60
4.7 Corona	65
5. REGULACIÓN DE LAS PRUEBAS NECESARIAS PARA LA EVALUACIÓN BIOLÓGICA DE LOS MATERIALES DE USO ODONTOLÓGICO	71
5. 1 Generalidades de los materiales dentales	71
5.2 Especificaciones, regulación y control de calidad	72
5.3 Organismos que regulan las especificaciones dentales	73
5.4 Documento 41 de la American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA) para las prácticas estandar recomendadas	

para la valoración biológica de los materiales dentales.	76
5.5 Norma internacional sobre la evaluación de la biocompatibilidad de los materiales (ISO 10993)	83
6. BIOCOMPATIBILIDAD DE MATERIALES DENTALES	86
6. 1. Biocompatibilidad de la porcelana	90
CONCLUSIONES	96
FUENTES DE INFORMACIÓN	99

INTRODUCCIÓN

Desde las primeras civilizaciones la belleza ha sido un factor muy importante. Siempre con el anhelo de mejorar el aspecto estético, el arte dental ha jugado un papel determinante para alcanzar este objetivo.

En diversas culturas, el hombre se ha visto preocupado por presentar una estética dental; así, los fenicios y etruscos, por citar algunos ejemplos, tallaban los colmillos de animales para darles una forma de diente humano y, de esa manera, sustituir los dientes faltantes. Los mayas limaban los bordes incisales de sus dientes anteriores, con diferentes formas y diseños; además, acostumbraban colocar piedras preciosas en las superficies vestibulares de sus dientes, lo que daba un rango especial dentro de la sociedad.

La presentación de la estética dental ha venido evolucionando a la par con el desarrollo de la propia humanidad; ello ha obligado a que los estudiosos de la Odontología busquen los métodos para lograr mejores resultados, los cuales han sido producto de investigaciones que han arrojado una amplia gama de materiales y que han contribuido a satisfacer la demanda de la sociedad.

Actualmente, el concepto de estética dental se identifica con la apariencia natural de las restauraciones. De ahí, la razón del presente estudio sobre uno de los materiales que, por su técnica, ha brindado los mejores resultados para asemejar las restauraciones al aspecto natural del diente, es decir, las porcelanas.

Por ello, hacemos un recorrido histórico en los diversos usos que se le han dado a las porcelanas en materia dental. En su lectura, nos percataremos de los primeros intentos del hombre para mejorar su aspecto dental, utilizando

los métodos que estaban a su alcance. Dichos intentos han sido retomados por todo aquél que se ha introducido al estudio de mencionado material, siempre con el afán de obtener algo mejor y que proporcione mayor satisfacción a las personas. Derivado de ello, ahora contamos con una variedad de porcelanas comerciales que tienen un solo objetivo: la estética dental.

También hacemos mención de los aspectos generales de las porcelanas, ya que de todos los materiales que conocemos, la porcelana dental es el de mejor comportamiento estético; tanto es así que se considera como el material ideal por sus propiedades físicas, biológicas y ópticas que permiten mantener el color con el paso del tiempo, resistir la abrasión, además de poseer gran estabilidad en el medio oral y aspecto natural en cuanto a translucidez, brillo y fluorescencia. Con el objetivo de eliminar los inconvenientes que presentan las porcelanas, se han elaborado variaciones de este material cambiando su composición, según el tipo de restauración que se vaya a realizar.

Cada material que es introducido en la cavidad oral, particularmente en el diente, provoca una reacción; por ello, consideramos necesario explicar de manera general los componentes de la estructura dental, como de los tejidos que lo rodean.

Por otra parte, no sólo es el material lo que confiere resistencia a la restauración, sino que la forma de preparar o tallar el diente le da estabilidad, retención, rigidez estructural e integridad marginal. Dichas formas de preparación, las abordamos de manera exhaustiva.

Las reacciones que provocan los materiales en el diente al entrar en contacto con el, pueden ser degenerativas, necróticas, inflamatorias e inmunitarias. A

todo material que este en armonía con el organismo se le llama biocompatibilidad.

Por regla general, todos los materiales dentales deben ser biocompatibles y, dada la importancia de esta característica, organismos internacionales se han encargado de regular la biocompatibilidad a través de instrumentos jurídicos que establecen algunos lineamientos que deben cumplir los materiales con el fin de ser compatibles. Así, entramos en el análisis de dos referencias jurídicas en materia dental sobre este tema, es decir, el Documento No. 41 de la American Dental Association (ADA), acreditada por el American National Standards Institute (ANSI) y la norma 10993 de la International Estándar Organization (ISO).

Finalmente, hablamos de estudios en particular sobre la biocompatibilidad de las porcelanas en el tejido dentario, a efecto de adentrarnos en el tema y de ahí concluir si las porcelanas dentales cumplen o no con esta característica.

Con el presente estudio, esperamos contribuir en el conocimiento no sólo de las características físicas y químicas de las porcelanas, sino también biológicas, pues la demanda de dicho material ha ido en aumento y, dado su poco interés en la investigación de su biocompatibilidad, es necesario tener una certeza sobre los efectos secundarios que pudiera provocar en el tejido dentario.

Con amor a mi familia.
Gracias a mi papá y mamá
por el apoyo que me han brindado;
a mis hermanas
por ser incondicionales;
y en especial a mi niño Miguel:
sin tu apoyo,
este proyecto no sería posible.

CAPITULO 1.

ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LA PORCELANA

1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS DE LA PORCELANA

El término cerámica proviene del griego *keramos* que significa tierra quemada, hecho de tierra, material quemado y suele definirse como material inorgánico y no metálico que se constituye de objetos sólidos confeccionados por el hombre, a través de materiales básicos minerales horneados a temperaturas elevadas y que en su estructura final se diferencian en una fase amorfa (vidrio) y otra cristalina (cristales)¹. Dependiendo de los compuestos que integran a la cerámica y de otras características como el tamaño del grano o el tiempo de cocción, por mencionar algunas, se crea una amplia gama de materiales cerámicos que abarcan loza, vidrio; de estos, las cerámicas dentales son sólo un pequeño grupo.

Por lo que respecta al tema de nuestro estudio, la porcelana deriva del término italiano *porcelana* y se considera una cerámica de la más alta calidad, pues es menos porosa, más dura y rígida, además de que presenta un excelente aspecto y posee cualidades superficiales². En la porcelana sólo se emplean componentes de gran pureza debido a los requisitos ópticos que debe ofrecer. En el ámbito odontológico los términos de cerámica y porcelana se usan de manera indistinta pese a que, de modo estricto, no son exactamente lo mismo, pues ésta última es una derivación de la primera.

El uso de la porcelana aparece en la historia de la humanidad debido a la necesidad de las civilizaciones por adaptarse a las condiciones que, día a día, les imprime su entorno y al mejoramiento de las condiciones de vida. Así, durante la Edad de Piedra, la porcelana era considerada un material

¹ Macchi RL. Porcelana. En: Macchi RL, ed. *Materiales dentales*. 3ª.ed. Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana 2000. Pp 287-97.

² Álvarez MA, Peña JM, González IR, Olay MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE* 2003; 8 (5):525-546.

importante que, mediante la técnica de tallado, se obtenían diversas herramientas y objetos.

Hacia el año 700 a. C, los etruscos hacían dientes de mármol y hueso que colocaban sobre estructuras de oro; dicho mármol era obtenido de los colmillos de los elefantes o hipopótamos. También llegaron a utilizarse dientes de gente pobre que los vendía o de cadáveres. Sin embargo, todos estos materiales que se utilizaban para restituir alguna pieza dental sufrían el mismo deterioro que los dientes naturales.

Fue hasta 1774 que Alexis Duchateau, farmacéutico y químico francés, tuvo la idea de utilizar la porcelana como material dental, al observar que los recipientes de porcelana que contenían las sustancias químicas utilizadas en su trabajo, no sufrían cambios de color ni textura como consecuencia de los materiales que albergaban. Algunas versiones³ sugieren que dicha idea le vino a la mente con la finalidad de revertir el mal olor, el gusto y decoloración de la prótesis completa que tenía.

Duchateau se encontró con algunas dificultades en el proceso de fabricación de la “pasta de dientes mineral”⁴, las cuales fueron superadas con la colaboración de un cirujano parisino de nombre Nicolás Dubois de Chemant. Ese compuesto no fue utilizado para fabricar piezas dentales unitarias, ya que en aquella época se desconocía un método, por lo menos efectivo, de unir la pieza dental a la base de la dentadura.

Los primeros dientes fabricados en porcelana presentaban defectos como el grado de contracción al cocer, pero eran superados por la ventaja de su estética y estabilidad en el medio oral.

³ Barrancos J. Operatoria Dental. 3ª.ed. Argentina, Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana. 2002. Pp. 949-950.

⁴ Anusavice K. Philips Ciencia de los materiales dentales, versión en español de la 11ª ed. de la obra en original en inglés Philips` Science of Dental Materials. 11º.ed. Madrid, España. Editorial Elsevier Sciencie. 2004. Pp 660.

Después de estos intentos y de la aceptación de los dientes porcelana como se les conoció, en 1808, un dentista italiano, Fonzi, publicó el primer método para producir dientes unitarios que eran colocados por medio de un pin. Posterior a ello, se da un intenso trabajo para perfeccionar la técnica de los dientes porcelana, proceso que Anusavice, en su libro lo describe de la siguiente manera: “Planteau, un dentista francés, introdujo la porcelana para dientes en Estados Unidos en 1817 y Peale, un artista, desarrolló un proceso de cocido para estos dientes cinco años más tarde en Filadelfia. Stockon comenzó la producción comercial de estos dientes en 1825. En Inglaterra, Ash realizó una versión mejorada de la porcelana dental en 1837. En Alemania, Praff desarrolló una técnica para realizar impresiones dentales mediante la utilización de yeso de París en 1756, pero no fue hasta 1839 cuando la invención de la goma vulcanizada permitió la unión eficaz de los dientes de porcelana a la base de la dentadura. En 1844, el sobrino de Stockon fundó la S.S White Company, y esto permitió un diseño más refinado y la producción en masa de dientes de porcelana para dentaduras.”⁵

Hacia 1903, el Dr. Charles Land patentó un sistema de cocción de dientes de porcelana sobre una hoja de platino, introduciendo así las primeras coronas cerámicas en Odontología. Estas coronas tenían una estética excelente, pero eran muy débiles y de un uso clínico limitado.

Con ello continuaron las investigaciones con el propósito de eliminar los problemas que presentaban los dientes de porcelana en el proceso de producción y de mejorar sus características y perfeccionar su técnica de elaboración.

⁵ Anusavice K. Philips Ciencia de los materiales dentales, versión en español de la 11ª ed. de la obra en original en inglés Philips` Science of Dental Materials. 11º.ed. Madrid, España. Editorial Elsevier Sciencie. 2004. Pp 660.

Así, un gran impulso se dio en 1930 con la presentación de sistemas vitrocerámicos desarrollado por Carder. En éstas vitrocerámicas se produce el principio de la dispersión de la solidificación en el que se consiguen cristales mediante el proceso cerámico en la matriz de vidrio que conducen a un aumento en la solidez estructural.

Más tarde, en 1958, se produjo el mayor avance en cuanto a la mejoría, estética y transparencia de las coronas totalmente cerámicas cuando Vines y sus colaboradores desarrollaron un sistema de procesado de las porcelanas al vacío, lo que redujo considerablemente la inclusión de burbujas de aire.

Para 1962, las patentes Weinstein y Weinstein y Weinsteins y Cols describieron las fórmulas y componentes que deberían emplearse en el proceso de fabricación de restauraciones de metal-cerámica y que eran totalmente compatibles con las porcelanas feldespáticas. Dichas patentes, en gran medida, son las responsables de que a la fecha se mantenga una estética excepcional durante largo tiempo y una supervivencia clínica de las porcelanas.

Fue hasta 1963 que Vita Zahnfabrik desarrolló la primera porcelana comercial, la cual era conocida por sus propiedades estéticas; sin embargo, la introducción de la porcelana Ceramco presentó un mejor comportamiento de la expansión térmica, lo que permitió que fuese utilizada con una gran variedad de aleaciones.

Otra aportación sobresaliente se produjo en 1965 cuando Malean y Hugues propusieron una técnica para emplear una porcelana compuesta con cristales de aluminio; para esto se basaron en el uso de porcelanas reforzadas con aluminio en la industria eléctrica. La novedad fue que colocando sobre un núcleo de óxido de aluminio porcelanas feldespáticas, se mejoraban notablemente las propiedades de las cerámicas puras. Las

restauraciones resultantes con esta técnica fueron aproximadamente 40% más resistentes que las empleadas en la porcelana feldespática tradicional⁶.

Años más tarde, en 1983, se introdujo el sistema Cerestore, un sistema cerámico de alta resistencia y libre de contracción durante el proceso de fabricación; además tenía la ventaja de que contrarrestaba la contracción durante la cocción del núcleo.

Se presentaron avances sobre el proceso de fabricación de porcelanas, donde, Anusavice en su libro los enuncia así: "Adir y Grossman (1984) demostraron las mejoras en todos los sistemas cerámicos a partir de la cristalización controlada del cristal (Dicor). A principios de la década de 1990, se introdujo un cristal-cerámico comprimido (IPS Empress) que mostraba una adaptación marginal y una resistencia similar a aquellas vitrocerámicas Dicor, aunque no requerían un tratamiento de cristalización especial. Ninguno de estos materiales estaba indicado para la fabricación de prótesis parciales fijas. Por tanto, a finales de dicha década, se introdujo una vitrocerámica comprimida con una mayor resistencia a la fractura (IPS Empress). Este producto podía usarse para restauraciones fijas de tres unidades hasta el segundo premolar. La resistencia a la fractura de las vitrocerámicas Empress-2, es 2.5 veces mayor que la de las vitrocerámicas Empress"⁷.

Al sistema Cerestore le siguió cronológicamente el Hi-Ceram que contiene el mismo porcentaje de alúmina que Cerestore pero que simplificaba considerablemente el proceso de fabricación con lo cual el resultado final era más predecible; sin embargo la resistencia para grupos posteriores no

⁶ Rosenstiel S.F. y otros. Prótesis Fija, procedimientos clínicos y de laboratorio, versión española de la obra original norteamericana Contemporary Fixed Prosthodontics. 1º.ed. Barcelona España. Editorial Salvat. 1991. Pp 435

⁷ Anusavice K. Philips Ciencia de los materiales dentales, versión en español de la 11ªed. de la obra en original en inglés Philips' Science of Dental Materials. 11ºed. Madrid, España. Editorial Elsevier Science. 2004. Pp 662.

era satisfactoria y fue sustituido por el sistema In-Ceram en 1996. Este sistema se basa en la realización de coronas mediante un núcleo de alúmina presinterizado con un contenido de alúmina del 70% inicialmente poroso y que después es infiltrado con vidrio.

En 1992 se comercializó Duceram LFC, considerada como una porcelana de baja fusión que era compatible con el esmalte del diente, debido a que su composición era de materiales de fase cristalina. Finalmente y tras otros intentos, en 1993, se dio un importante paso en el desarrollo de las cerámicas de mayor resistencia con el concepto Procera/AllCeram.

Como hemos podido observar, el estudio y desarrollo de las tecnologías de las porcelanas como materiales dentales ha sido vertiginoso y ha dado buenos resultados para la restauración estética. En la actualidad la demanda de restauraciones de porcelanas se incrementa, lo que obliga a los estudios de la Odontología a seguir con el camino de la investigación para perfeccionar su técnica y brindar una mejor estética, calidad y confianza de estos materiales a la gente.

CAPITULO 2.

GENERALIDADES, CLASIFICACIÓN Y COMPONENTES DE LAS PORCELANAS

2. GENERALIDADES, CLASIFICACIÓN Y COMPONENTES DE LAS PORCELANAS

En Odontología Restauradora, se utilizan diferentes tipos de porcelana o cerámica que difieren tanto en su estructura, propiedades, proceso de elaboración e indicaciones. A continuación mencionaremos las propiedades que debe tener el material restaurador cerámico, así como sus ventajas y desventajas que presentan.

Dentro de sus ventajas las porcelanas poseen características como:

- Propiedades ópticas de vitalidad, translucidez, brillo, transparencia, color (posibilidad de incorporar pigmentos), reflexión de la luz y textura, lo que implica grandes posibilidades estéticas al mimetizar los dientes naturales.
- Biocompatibilidad local y general. Presentando el mejor comportamiento con los tejidos vivos.
- Durabilidad y estabilidad en su integridad coronal como en su aspecto, por la gran estabilidad química en el medio bucal.
- Compatibilidad con otros materiales, posibilidad de ser adheridas y grabadas mediante los sistemas cementantes adhesivos actuales.
- Baja conductividad térmica con cambios dimensionales más próximos a los tejidos dentarios naturales que otros materiales restauradores utilizados.

- Radiolucidez: cualidad que permite detectar posibles cambios en la estructura dentaria tallada como caries marginales y actuar precóznmente especialmente en las porcelanas de alúmina densamente sinterizadas y en las feldespáticas.

Como desventajas presentan:

- Resistencia a la abrasión debido a su dureza. Esta propiedad constituye una seria desventaja y un importante problema clínico cuando se opone a dientes naturales, pues limita las indicaciones y depende directamente de la dureza del material cerámico y de la aspereza del mismo al ocluir sobre las superficies dentarias. Actualmente se considera que la porcelana vitrificada de grano fino es menos abrasiva para el antagonista.
- Resistencia mecánica. Alta resistencia a la compresión, baja a la tracción y variable a la torsión, lo que las convierte en rígidas pero frágiles. Quizá sea éste el más grave inconveniente que presentan, tanto es así que los mayores esfuerzos de investigadores se han dirigido a dotarlas de mayor resistencia. Las causas responsables de la fragilidad son:
 1. La existencia de grietas y la propagación de las mismas, en el material cerámico.
 2. Así como la presencia de poros por una técnica descuidada durante el procesamiento, cocción, etc.

La porosidad y contracción durante la cocción exigen una técnica meticulosa para mejorar los resultados. Un intento de obviar este problema fue el fundirlas sobre metal a expensas de disminuir la

estética. También se mejoró la resistencia a la fractura mediante la dispersión de pequeños cristales dentro de la estructura cerámica para impedir la propagación de las grietas. La indeformabilidad que presentan ante deformaciones elásticas también contribuye a su fragilidad si bien algunas de las actuales cerámicas presentan cierta resistencia a la flexión.

- Procesado simple y costo razonable: la realización de coronas de porcelana no es precisamente fácil de realizar lo cual lleva aparejado un costo elevado. Sin embargo, la generalización y automatización de la técnica hacen suponer que a la larga se producirá un abaratamiento de los costos de producción.

2.1 Clasificación de las porcelanas

Existen diversos criterios para clasificar las porcelanas, según la forma en que el autor considere esencial para su objeto de estudio. Dichas clasificaciones, en el proceso de investigación de las porcelanas, se basan en diversas características; por ejemplo, Dietschi Dieder¹, las clasifica por su estructura, así tenemos porcelanas heterogéneas, (heterogéneas reforzadas, cerámicas de vidrio) y homogéneas (cerámicas de baja fusión).

Bottino y colaboradores las clasifican² como la nueva generación de cerámicas; así tenemos a Optec HSP, Optimal, Pressable, Ceramic (OPS), Finesse, All-Ceramic, IPS Empress 1 y 2, In ceram alumina, VitaPress, Cerec 2 y Procera All Ceram.

¹ Dieder D, Spreafico R. Restauraciones adhesivas no metálicas, conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores. Versión española de la obra original en lengua inglesa Adhesive Metal-Free Restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. 1ª.ed. Barcelona, España. Editorial Masson S.A. 1998 Pp. 44-49.

² Bottino M, et al. Estética en rehabilitación oral, Oral Metal Free. 1ª.ed. Sao Paulo, Brasil. Editora Artes Médicas Ltda. 2001. Pp. 211-329.

Agustín Campos³ utiliza un criterio de clasificación que toma en cuenta su composición química, si tiene soporte metálico o no y la microestructura.

José Guzmán Báez⁴ clasifica a las porcelanas de acuerdo a su tipo (feldespática, reforzada con leucita, aluminosa, fluorapatita, inclusión de óxido de aluminio, de óxido de magnesio, de óxido de zirconio y cerámicas de vidrio); de acuerdo al uso (dientes para dentaduras completas, metal cerámicas, carillas, incrustaciones, coronas y puentes sin metal anteriores y posteriores); por el método de procesamiento (compactación, vaciado, transformación, prensadas, termoinyectadas, maquinadas asistidas por computador e infiltradas); por el material de subestructura (metal vaciado, metal forjado, cerámica de vidrio, porcelana CAD-CAM, núcleo de leucita, núcleo de disilicato de litio, núcleo de óxido de aluminio con infusión de vidrio, núcleo de óxido de zirconio con infusión de vidrio) y según su temperatura de fusión (de alta fusión -1300°C -, de media fusión -1101 - 1300°C -, de baja fusión -850 - 1100°C - y de fusión ultrabaja $-<850^{\circ}\text{C}$ -)

Kennet Anusavice⁵ considera que las porcelanas se deben clasificar de acuerdo a su uso o indicaciones (anterior, posterior, corona, carillas, postes y núcleos, PPF, cerámica coloreada y glaseada); su composición (aluminio puro, zirconio puro, cristal de sílice, vitocerámica a partir de leucita o de litio); por su método de fabricación (sinterizado, sinterizado parcial, por infiltración de vidrio, CAD-CAM y duplicado mediante presadora copiadora); por su temperatura de horneado (baja, media o alta fusión); por su microestructura

³ Campos A. Rehabilitación Oral y Oclusal Vol I. 1ª.ed. Madrid España, Ediciones Harcourt S.A. 2000. Pp 373.

⁴ Guzmán Báez H. Biomateriales odontológicos de uso clínico 3º.ed. Colombia. Ediciones Ecoe. 2003. Pp. 389-410.

⁵ Anusavice K. Philips Ciencia de los materiales dentales, versión en español de la 11ª ed. de la obra en original en inglés Philips` Science of Dental Materials. 11º.ed. Madrid, España. Editorial Elsevier Science. 2004. Pp 655-664.

(vitrea, cristalina, de vidrio de cristal); por su translucidez (opacas, translúcidas y transparentes); por su resistencia a la fractura y abrasividad.

De dichas clasificaciones, la que nos interesa, por ser objeto del presente estudio, es la que se refiera a la clasificación de las cerámicas de acuerdo a sus componentes, ya que precisamente éstos son los que determinan la compatibilidad o no de las cerámicas con el tejido dentario.

Así, José Luis Cova⁶ clasifica a las porcelanas por su composición en:

1. Toda cerámica.

a. Feldespática. Es una mezcla de sílice (63%), Alúmina (17%), óxido de boro (7%), Potasa (7%), Sosa (4%) y otros óxidos (2%)*. La función de cada componente es:

- I. Sílice: resistencia y translucidez.
- II. Feldespato de baja fusión: su proporción determina la temperatura de fusión de la porcelana, así como la presencia de sus componentes que son el sodio, aluminio y potasio.
- III. Glaseadores: evita la acumulación de alimentos y placa bacteriana al eliminar la superficie rugosa de la porcelana. Puede ser de dos formas, una agregando vidrios transparentes de baja fusión y otra dejando la corona a una temperatura superior después de la cocción final.
- IV. Pigmentos: suple los diversos tonos de colores con el aspecto estético, igualar el color del diente. Se agregan durante la confección de la corona o después del

⁶ Cova J.L Biomateriales dentales. 1ª ed. Colombia. Ediciones AMOLCA (Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas) 2004. Pp 347-358.

* Ver tabla 1.

glaseado, los más usados son: óxido de cobalto, hierro, cromo, titanio y níquel.

- V. Aglutinantes: facilita el manejo y moldeado de la corona. Se han utilizado para este efecto almidón y azúcar.

La porcelana feldespática, a su vez, se divide en **porcelana de alta fusión** que es una combinación de partículas finas de feldespato y cuarzo, en la cual el feldespato es el primero en fundirse y da una fase vítrea, sirviendo de matriz para el cuarzo que se mantiene en suspensión en el cuerpo cocido confiriéndole resistencia y actuando como sustancia de relleno. Está constituida por 85 partes de feldespato y 15 de cuarzo. Se utiliza en la fabricación de dientes artificiales y confección de coronas. **Porcelana combinada de media y baja fusión**, la cual es una mezcla de 25% de sílice, 50% de feldespato y 15% de fundentes de baja fusión como vidrios de borosilicato, el otro restante son pequeñas cantidades de óxidos metálicos (estaño, titanio, zirconio como opacadores) para obtener las tonalidades y translucidez deseada. Esta porcelana se obtiene del sílice, en un proceso donde la masa se sumerge en agua y después se muele para obtener el polvo.

Las propiedades de las porcelanas feldespáticas son:

- Estética. Su gran estabilidad de color se debe a su insolubilidad en los líquidos bucales.
- Punto de fusión. Variable, dependiendo del tipo de porcelana.

- Resistencia. Son frágiles, pero tienen una elevada resistencia a la compresión que oscila entre los 3.567 kg/cm² y 5.607 kg/cm².
- Rajaduras de Gryffith. Son microrajaduras internas que se producen durante la cocción debido a que los metales utilizados debajo de ella se estiran y la flexión extiende las rajaduras, que al propagarse producen la fractura total de la porcelana. Para contrarrestarlo se ha empleado la alúmina en un 50% de contenido.
- Tensiones residuales. Aparecen por el enfriamiento disperejo de las capas internas y externas, por la unión de materiales distintos y la diferencia del coeficiente de expansión y contracción entre el oro y la porcelana.

En cuanto a la cocción de las porcelanas feldespáticas tenemos que se realiza al seleccionar el polvo (que contiene almidón, azúcar y otros aditivos para darle viscosidad, facilitar la manipulación y aumentar el mojado), se mezcla con agua destilada o con el líquido que viene dentro del kit. Posteriormente se condensa eliminando el agua para aglutinar más polvo, se le da forma de corona y se coloca en la puerta del horno para secarla. Luego se coloca en el horno y pasa por diversas etapas como el bizcochado que consiste en el sinterizado y cohesión por formación de puentes de vidrio entre las partículas no fundidas, dependiendo de la temperatura, la baja viscosidad del vidrio, la tensión superficial y la presión de aire. El glaseado puede producirse por escurrimiento desde la cerámica en el bizcochado final o el agregado del glaseador en la superficie. Debido a la pérdida de agua y aumento de densidad por el sinterizado, existe una contracción de

aproximadamente 30%, para contrarrestarlo, se agrega más porcelana a la corona. El pigmentado para simular aspectos del diente se aplica por medio de óxidos metálicos coloreados.

TABLA 1. Compuestos genéricos de las porcelanas feldespáticas

Compuesto	Proporción aproximada en el total de la masa cerámica	Función
Feldespato	75-85%	Forma la fase vitrificada de la porcelana/translucidez Feldespato de potasio aumenta viscosidad control de la manipulación mejora translucidez funda caolín y cuarzo Feldespato de sodio disminuye temperatura de fusión dificulta manipulación
Cuarzo (sílice)	12-22%	Forma la fase cristalina
Caolín	3-5%	Manejo de la masa-opacidad
Fundentes	Variable	Borax Disminuyen Carbonatos su punto Óxido de fusión
Pigmentos-colorantes	Variable <1%	Da color y textura Hierro marrón Cobre verde Cromo verde Manganeso azul claro Cobalto azul oscuro Titanio pardoamarillo Níquel marrón
Maquillajes	Variable	Caracterización e individualización
Opacificadores	Variable	Enmascarar zonas subyacentes

b. Vidrio cerámico colado. Son vidrios que se emplean para fabricar coronas por el método de la cera perdida, para uso en dientes anteriores y posteriores (Dicor, Dentsply/L.D.Caulk). Se les da la forma deseada; luego se someten a un tratamiento con calor para producir una desvitrificación parcial, el proceso se denomina ceramicación. Las partículas, agujas o láminas cristalinas que se forman durante el proceso sirven para interrumpir la propagación de grietas en el material obteniendo una mayor resistencia y dureza.

Otro producto de cerámica colada (Cerapearl, Kyosera América, Inc) se basa en un vidrio de fosfato de calcio (hidroxiapatita), cuya resistencia transversa es de 17 000 lbs/pulg² (116 MPa) a 43 500 lbs/pulg² (300 MPa). Otro material es el colado por la Porcelaine Company o Cereston, cuyo componente principal es el óxido de aluminio (70%) y está cristalizado de manera parcial como Alfa Al²O³.

La técnica es encerar la corona y revestirla con un componente a base de fosfato, calentar la cerámica a 1380° y colarla. Como el colado es transparente, se trata térmicamente para formar una cerámica cristalina (mica), el proceso de cristalización toma varias horas en un horno con temperatura final de 1075°C. La corona tratada tiene un color blanco universal con translucidez alrededor de 50% y resistencia a la flexión de 152 MPa (22 000 lbs/pulg²), un coeficiente de expansión térmica de 7.2 x 10⁻⁶°C. Se cubre con una delgada capa de porcelana y el color final se consigue usando barnices.

c. Núcleo cerámico reforzado

- I. **Porcelana aluminosa.** Se usa para construir el cuerpo de la corona que luego se recubrirá con una capa de porcelana translúcida. Su resistencia a la flexión es de aproximadamente 131MPa (19 lbs/pulg²), el doble de la porcelana feldespática, siendo ésta la resistencia a la flexión requerida para una porcelana del sector anterior.
- II. **Núcleo cerámico inyectado.** El proceso consiste en fabricar la cofia de la corona por inyección y el resto de la corona se construye a mano en forma similar a una corona de porcelana reforzada con alúmina, obteniendo una mejor adaptación marginal. Se recomienda para coronas individuales anteriores o posteriores. Su técnica es preparar el modelo y el troquel con resina epóxica de grosor uniforme (0.5 mm para coronas anteriores y 0.8 mm para coronas posteriores), se incorpora un troquel de yeso piedra, se calienta la masa plástica que contiene alúmina, magnesio, cera, vidrio y resina de silicona a 180° C y se inyecta con presión de aire dentro del molde para formar una nueva cofia y se remueve el perno. En un horno especial se calienta el material durante varias horas a 1300° C. Posteriormente se moldea el resto del cuerpo y la parte incisal con porcelana para dar mejor apariencia estética a la corona. La resistencia a la flexión del material de cofia es de 118 MPa (17 710 lbs/pulg²). Sus ventajas es que da una mejor adaptación, mejor estética, radiolucidez y buena compatibilidad. Sus desventajas son la complejidad del proceso y su costo.

III. Núcleo cerámico de magnesio. Se usa como la base de porcelanas para cofia de alta expansión, debido a que su coeficiente de expansión térmica es de $13.5 \times 10^{-6}^{\circ}$ C. Es compatible con porcelana de alta expansión, ya que el magnesio tiene una estructura cúbica centrada en la cara, mientras que la alúmina tienen una estructura hexagonal. La mayor resistencia se obtiene por la dispersión de los cristales de magnesio en una matriz vítrea y por la cristalización dentro de ella. El módulo de ruptura es de 131 MPa (19 000 lbs/pulg²). Este valor puede ser duplicado si se aplica un glaseado que penetre en los poros superficiales, llenando los puntos de alta tensión y coloca la capa superficial en compresión. Sus ventajas son que tiene adecuada resistencia y estética. Sus desventajas, riesgo al colocarse en dientes posteriores y no se usa en prótesis fijas.

2. Metal-cerámica. Este tipo de porcelanas elevan el coeficiente de expansión térmica de la porcelana feldespática para igualarla a las aleaciones de oro que está entre 13 y $14 \times 10^{-6}^{\circ}$ C. Durante el proceso de fabricación, el vidrio fundido que contiene la leucita, se sumerge al agua y enfría, ésta se muele y pigmenta con compuestos cerámicos coloreados como el óxido de hierro. Se suplen en frascos translúcidos y opacos, conteniendo, aproximadamente, 15 % de óxido de hierro, óxido de zirconio y dióxido de titanio.

Las propiedades de estas cerámicas son la fragilidad y falta de una temperatura definida de fusión, debido a que contienen una estructura vítrea, consistente en un enrejado irregular de sílice, que se produce

por una gran cantidad de iones metálicos alcalinos (sodio, potasio y litio). El módulo de ruptura de un cuerpo vítreo o porcelana de esmalte es de 913.991 kg/cm².

Las desventajas que presentan son el color opaco por el metal, difícil selección de la aleación, márgenes metálicos visibles y riesgo de alergia.

Estas porcelanas se subdividen en:

- a. **Para aleaciones coladas.** Estas porcelanas con adhesión a metales se deben a tres factores: óxidos adherentes, mojado y retención mecánica. La estructura metálica usada para porcelana debe tener un grosor de aproximadamente 0.5 mm para lograr resistencia, utilizando un mayor grosor en el cuello de la corona, dada la tendencia de contracción que podría conducir a distorsión de la estructura durante la cocción. Por razones estéticas, se coloca primero una capa de opacador para enmascarar el color del metal luego se utiliza el cuerpo y esmalte con un grosor no mayor a 1mm.

- b. **Para metal forjado.** Puede ser con una cofia estampada de hoja de aleación de oro, la cual consiste en porcelana unida a una matriz de aleación de paladio oro y que puede emplearse cualquier porcelana para metal cerámica; sus desventajas son similares a porcelana fundida sobre metal, sólo se puede usar para una sola corona y la resistencia es intermedia entre la corona completa de porcelana y la de metal cerámica. También puede ser con cofia de hoja de platino usando capas delgadas de óxido de estaño sobre la hoja, dando mayor espacio para la porcelana y, por lo tanto, mejora la estética.

- c. **Electrogalvánicas.** Se pueden realizar en oro de 22 quilates mediante el proceso de electrodeposición, con las cuales se consigue una excelente estética, resistencia, precisión y adaptación en los márgenes de la preparación.

Es importante mencionar que nuestro interés, se centra en la clasificación de **Toda cerámica**, pues es la que presenta un contacto con el tejido dentario; de ahí que hayamos ahondado en la descripción de cada una de ellas, debido a que nuestro tema se enfoca a la compatibilidad de las porcelanas con el tejido dentario,

Por otra parte, la clasificación de **Metal cerámica**, al presentar una cofia metálica antes de la porcelana, no entra en contacto con la estructura dental y en ocasiones tampoco con la mucosa; de ahí que su explicación no haya sido exhaustiva.

CAPITULO 3.

**GENERALIDADES DEL TEJIDO
DENTARIO**

3. GENERALIDADES DEL TEJIDO DENTARIO

El mecanismo de biocompatibilidad se entiende como armonía con la vida, sin efectos tóxicos o dañinos sobre las funciones biológicas. Estos efectos se ocasionan al incorporar materiales extraños, que en este caso serán, las restauraciones de cualquier tipo en boca. No olvidemos que las estructuras dentales, el tejido de soporte y la mucosa que los rodea son unidades biológicas y por lo tanto, tienen vida. Para entender mejor los cambios potenciales que estos tejidos sufren ante estos cuerpos extraños, describiremos la microestructura, desarrollo, anatomía y patología del esmalte, la dentina, pulpa y tejidos que rodean al órgano dentario así como los cambios potenciales que llegan a tener.

3.1. Esmalte

De los tejidos que componen el diente, el esmalte es el único que se forma por entero antes de la erupción, las células formativas (ameloblastos) degeneran en cuanto se forma el esmalte; por lo tanto, el esmalte no posee la propiedad de repararse cuando padece algún daño y su morfología no se altera por ningún proceso fisiológico después de la erupción, pero experimenta multitud de cambios, a causa de la presión ante la masticación y la acción química de los fluidos y de las acciones bacterianas. El espesor varía en diferentes regiones del mismo diente y en distintos dientes, formado por una matriz aproximada del 30 al 35% de calcio, siendo una proporción importante también las sales minerales con las que se impregna una vez que se ha completado la formación del mismo; en su estructura encontramos también sales inorgánicas (fig. 3.1). Constituido en un porcentaje de sustancia mineralizada 96% de peso, moléculas orgánicas 1%, y el 3% restante de agua. La matriz orgánica esta formada por dos tipos de glucoproteínas: las amelogeninas y las enamelinas. Durante el desarrollo, la matriz favorece el crecimiento de cristales de hidroxiapatita que reemplaza la

mayor parte de dicha matriz y desplaza hacia la periferia lo que queda de ella formando las *vainas orgánicas de los prismas de esmalte*¹.

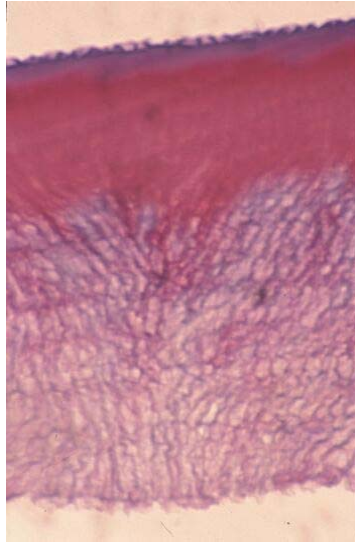


Fig. 3.1 Matriz del esmalte

Estos prismas se interdigitan entre si, constan de una cabeza y un cuello, siendo aproximadamente del tamaño de un eritrocito de 9 μm de longitud por 5 μm de ancho, es continuo desde su comienzo a nivel de la unión amelodentinaria hasta su terminación en la superficie del esmalte, siguiendo una forma de espiral (fig. 3.2). Cada uno de estos prismas está constituido por muchos cristales de hidroxapatita que pueden tener hasta 1 μ de largo y solo 0.02 a 0.04 μ de diámetro. Los cristales de la cabeza del prisma están orientados siguiendo el eje largo del prisma, mientras que los cristales de apatita del cuello del prisma están alineados perpendicularmente a los de la cabeza (fig. 3.3). Hay de 5 a 12 millones de prismas, dependiendo si es un diente anterior o posterior.

¹ Craig R.G et al. Materiales de odontología restauradora, versión en español de la obra original en inglés Restorative dental materials. 10ª.ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace de España S.A. 1998. Pp. 140.

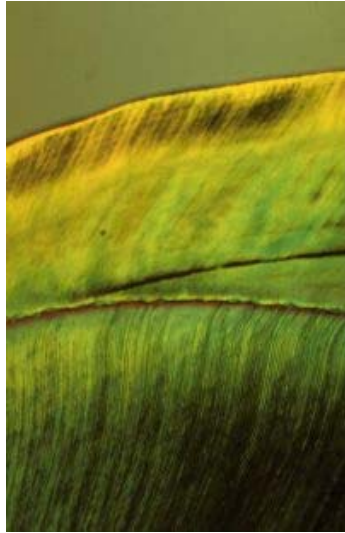


Fig. 3.2 Prismas del esmalte.

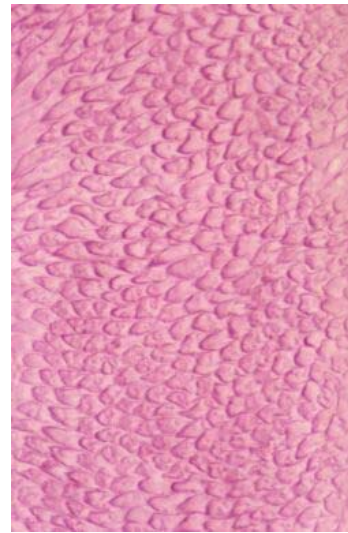


Fig. 3.3 Corte transversal de los prismas

Esta disposición alternativa de prismas de esmalte produce una característica óptica distinta del esmalte que se denomina *bandas de Hunter-Schreger*. En las puntas de las cúspides los prismas de esmalte pueden entretrejerse tan completamente que se describen como esmalte nudoso.

El hecho de que muchos ameloblastos recubren la corona en el desarrollo y depositan los prismas de esmalte simultáneamente, pueden dar lugar a líneas de oposición o *estrías* denominadas *de Retzius* (fig. 3.4). Las cuales se cree que es debido a una alteración de la estructura de la sustancia prismática.

Las *laminillas* es el término utilizado para describir las estructuras delgadas semejantes a hojas, estas se extienden desde la superficie del esmalte hacia la unión amelodentiaria, o mas allá de ella al interior de la dentina, o pueden, extenderse desde vestibular hacia lingual o desde mesial hasta distal a lo largo de toda la corona. En ellas puede encontrarse bacterias orales y si una se extiende a través de los márgenes de la preparación cavitaria puede provocar un defecto en la interfase del diente y el material de restauración.

Como todos los prismas se depositan de forma irregular, las ondas o surcos resultantes se denominan *perenquimas*, la placa puede adherirse a estas irregularidades en la superficie del esmalte (fig. 3.4).

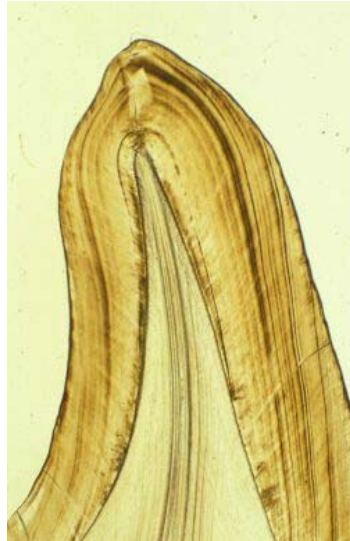


Fig 3.4. Estrías de Retzius y Perenquimas.

Sobre la superficie del esmalte de un diente recién erupcionado existe una capa continua y delgada de sustancia orgánica denominada *cutícula primaria del esmalte*, es el producto final de los ameloblastos después de haberse terminado la formación del diente. Aproximadamente tiene un espesor de 0.02μ . Esta membrana generalmente se pierde con el cepillado y es reemplazada por un depósito orgánico de origen salival denominado *película*².

² Chaberneau G.T, et al. Operatoria Dental, principios y práctica, versión traducida del título original en inglés Principles and Practice of Operative Dentistry. 2ª.ed. Argentina. Editorial Médica Panamericana. 1984. Pp. 171-175.

3.2 Dentina

La dentina es un tejido mineralizado que está compuesto en un 70% de su volumen por materia inorgánica, un 20% por materia orgánica y un 10% agua. El colágeno tipo I representa aproximadamente el 85% de la parte orgánica, constituida por cristales de hidroxiapatita que se construyen al azar y que suelen ser de un tamaño más pequeño que los del esmalte, con menor contenido en calcio y con un 4 a 5% de carbonato (fig. 3.5). Esta diferente composición de los cristales hace que sean más susceptibles a cambios químicos y biomecánicos y por lo tanto más solubles.

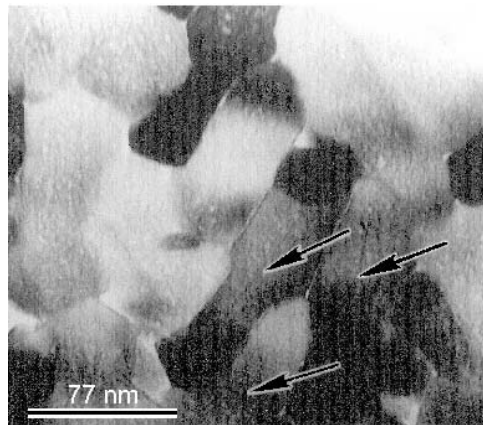


Fig. 3.5 Cristales de hidroxiapatita

Esta matriz delimita los túbulos dentinarios que están ocupados por los procesos o prolongaciones de los odontoblastos (fig. 3.6), el número de túbulos por sección transversal oscila entre unos 20.000 / mm² cerca de la unión dentina-esmalte y 50.000 / mm² cerca de la pulpa. Estos procesos odontoblásticos están bañados por un líquido seroso que rellena los túbulos, continuándose con el líquido extracelular del tejido pulpar.

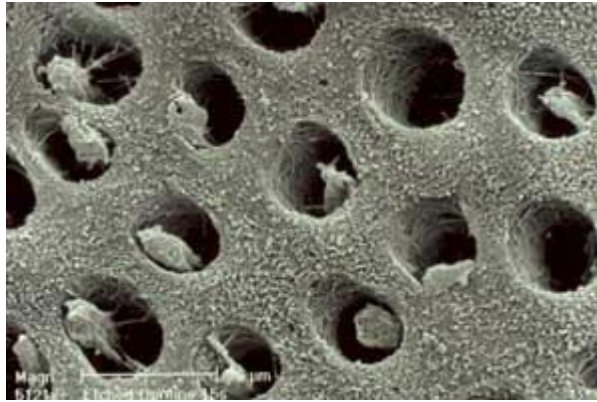


Fig. 3.6 Sección longitudinal de los túbulos dentinarios y sus terminaciones odontoblasticas.

Las características morfológicas de los túbulos dentinarios permiten el tránsito rápido del fluido, lo que facilita la permeabilidad de la dentina y justifica los síntomas de dolor y sensibilidad. Existen dos tipos de permeabilidad³, la primera consiste en el movimiento del líquido a través de los túbulos dentarios, se produce bajo el efecto de una presión hidráulica positiva al asentar una corona o una incrustación. Si los túbulos dentinarios están abiertos, esta maniobra produce dolor pulpar agudo y localizado por la estimulación de las fibras. El segundo tipo es el de la difusión, esta es proporcional a la longitud de los túbulos dentarios y, por consiguiente, es proporcional en cierta medida al espesor de la dentina entre la preparación cavitaria y la dentina. Por ejemplo, moléculas como la urea (pm 60), y la glucosa (pm 80), se difunden con mayor facilidad que moléculas del tamaño del dextrano (pm 20.000) y la albúmina (pm 68.000). Es probable que la mayoría de las moléculas sean adsorbidas en cierta medida por la dentina.

³ Craig R.G et al. Materiales de Odontología Restauradora, versión en español de la obra original en inglés Restorative Dental Materials. 10ª.ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace de España S.A. 1998. Pp. 141-143.

El número y diámetro de los túbulos dentinarios principales es variable dependiendo de la localización y edad del diente, aproximadamente oscila entre 0.5 μm a nivel de la unión dentina-esmalte (fig. 3.7) y 2.5 μm cerca de la pulpa (fig. 3.8).

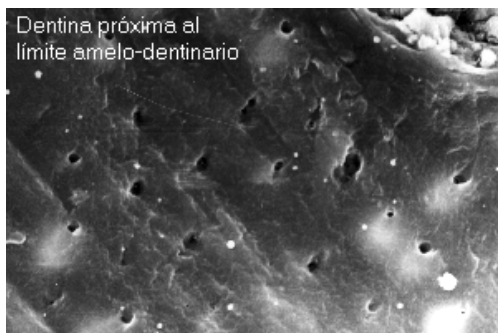


Fig. 3.7 Túbulos a nivel amelo-dentinario.

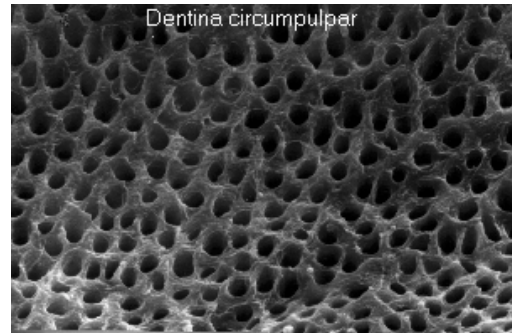


Fig. 3.8 Túbulos a nivel pulpar

La dentina debe ser considerada un tejido vital porque tiene la capacidad para reaccionar ante estímulos fisiológicos y patológicos. Ante agresiones, la dentina tiende a defenderse formando dentina nueva o modificando la estructura ya existente, por eso crea dentina secundaria (fig. 3.9), irregular y esclerosada. Siendo los distintos tipos de dentina que surgen como consecuencia directa de los estímulos relacionados con la edad y su funcionamiento propio.

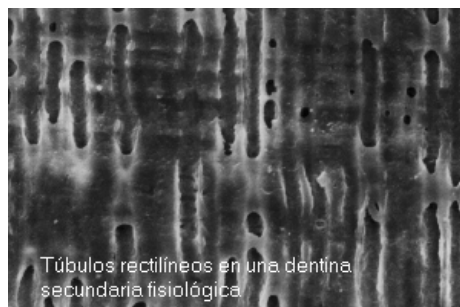


Fig. 3.9 Aspecto de la dentina secundaria.

3.3 Pulpa dental

Es un tejido blando descrita por Charbenau⁴ como “gelatinosa” que rellena el interior de la cámara pulpar y los conductos radiculares del diente (fig.3.10). Esta rodeada por dentina y por todas partes del órgano pulpar del diente, excepto a nivel del foramen apical, que es donde se comunican todos los tejidos periodontales.

Este tejido tiene cuatro funciones importantes:

1. Formativa por las células de odontoblastos que a su vez forman la dentina.
2. Nutritiva ya que es la única con suministro sanguíneo que lleva elementos nutritivos a la dentina y retira los productos de desecho.
3. Sensorial, deriva de los troncos nerviosos que inervan la pulpa y los túbulos dentarios adyacentes con terminaciones tanto sensoriales como simpáticas.
4. De defensa, ya que es capaz de encerrarse por medio de una pared de dentina de reparación aislándose del medio exterior, también contiene células de defensa como macrófagos y células mesenquimáticas indiferenciadas como histocitos, macrófagos y linfocitos.

⁴ Chaberneau G.T, et al. Operatoria Dental, principios y práctica, versión traducida del título original en inglés Principles and Practice of Operative Dentistry. 2ª.ed. Argentina. Editorial Médica Panamericana. 1984. Pp. 181-185.

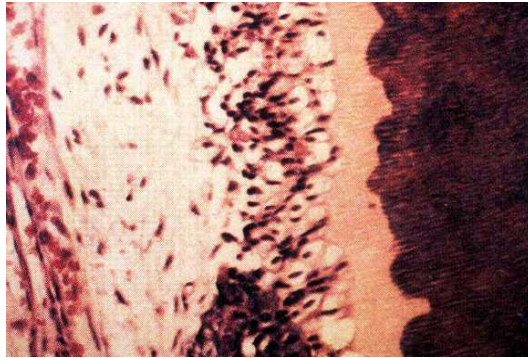


Fig. 3.10 Tejido pulpar con tinción de Hematoxicilina y Eosina

La pulpa y la dentina están muy relacionadas topográficamente e íntimamente, tanto por su función como por su embriología. Ella está compuesta de tejido laxo especializado, su sustancia fundamental rica en mucoproteínas. Las células que aparecen en mayor número en la pulpa se clasifican como fibroblastos. Los odontoblastos son células ubicadas en la periferia de la pulpa y se cree que provienen de células mesenquimáticas indiferenciadas, que se encargan de producir dentina y de nutrirla. También llamadas fibra de Thomes, esta prolongación, corre dentro del canalículo dentinario (fig. 3.11).



Fig. 3.11. Prolongaciones odontoblásticas.

Los troncos nerviosos más grandes de la pulpa central se ramifican para formar un plexo de nervios adyacente a la zona periférica rica en células, denominada capa nerviosa parietal.

La circulación pulpar mantiene una presión hidráulica intercelular de unos 24mm Hg, que hace fluir el líquido de los túbulos desde la pulpa hacia la unión dentina-esmalte cuando se elimina este último. La presión osmótica y la presión hidrostática externa pueden desplazar también el líquido acercándolo o alejándolo de la pulpa. Estos efectos son la base de la teoría hidrodinámica de la hiperalgesia (hipersensibilidad pulpar).

Es probable que los lechos capilares y la dinámica vascular de la mayoría de las pulpas sanas puedan eliminar cantidades relativamente grandes de los compuestos citotóxicos y productos bacterianos que se difunden a través de la dentina, sin embargo, si la pulpa ya está afectada por caries o traumatismo, el edema y la lentitud circulatoria pueden comprometer la eliminación de estas sustancias⁵.

3.4 Respuesta del complejo dentino-pulpar

Ante determinadas agresiones el complejo dentino-pulpar reacciona con respuestas muy diferentes. Los procesos que condicionan ciertas patologías dentarias como atrición, abrasión, erosión, los tallados cavitarios así como la caries entre otros, son los responsables de una serie de cambios dentinarios que dificultan o disminuyen la permeabilidad dentinaria. Por cualquiera de estos procesos, el dentinoblasto tiende a retroceder, originando una formación dentinaria conocida como dentina secundaria. Las características de esta dentina de rápida formación es la de menor número de túbulos, los cuales pueden ser rectilíneos, tortuosos o estar ausentes. Lo más frecuente es que sean tortuosos en comparación con los túbulos de la dentina reparativa, disminuyendo la permeabilidad y dificultando la penetración de productos tóxicos o cáusticos.

⁵ Craig R.G et al. Materiales de Odontología Restauradora, versión en español de la obra original en inglés Restorative Dental Materials. 10ª.ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace de España S.A. 1998. Pp.143.

Al mismo tiempo que se produce el retroceso del cuerpo del dentinoblasto, el extremo de las prolongaciones facilita la formación de dentina peritubular condicionando la denominada dentina esclerótica, que supone el cierre de los túbulos dentinarios. La caries favorece la aparición de esta dentina esclerótica, debido a la formación de unos cristales de gran tamaño (cristales de Withlockite) que tienden a cerrar los túbulos disminuyendo la permeabilidad de la dentina con caries (fig. 3.12).



Fig. 3.12 Dentina peritubular.

Pero también existen otros elementos estructurales que condicionarán las variaciones de la permeabilidad dentinaria, además de las prolongaciones de los dentinoblastos, como son los depósitos intratubulares de colágena.

Generalmente el fluido existente de los túbulos dentinarios, procedente de los vasos de la pulpa, cuyo desplazamiento suele estar favorecido cuando los túbulos quedan abiertos hacia el exterior por caries, fracturas, preparaciones cavitarias y grabado ácido para la utilización de técnicas adhesivas fundamentales.

La respuesta ante un estímulo dependerá de la severidad del irritante y de la edad del diente; ésta última es muy importante, ya que está relacionada con la habilidad para reparar los daños que se ocasionan a la pulpa. Si las células de la pulpa joven, son muy irritadas, se reparan rápidamente debido a

que el metabolismo es muy rápido, mientras que, a mayor edad, dicho metabolismo pulpar disminuye.

Entre los cambios tenemos: disminución de las células de la pulpa como: fibroblastos y fibras colágenas, por lo que disminuye el tamaño de la pulpa con la edad. También ocurren cambios a nivel vascular, como lo es la disminución de la circulación, que se debe a la reducción del calibre del vaso sanguíneo (arterias y venas) que se encuentran dentro del órgano pulpar.

En los estímulos agresores a la pulpa, el odontoblasto responderá formando dentina esclerótica, depositando así una dentina irregular o reparadora; esto ocurre generalmente en las pulpas jóvenes.

También existe la posibilidad de que los dientes con lesiones cariosas profundas puedan salvar su vitalidad si se remueve parcialmente la dentina cariada y se recubre con hidróxido de calcio, de esta forma los odontoblastos formarán una dentina nueva.

3.5 Periodonto

Es una combinación de tejidos que comprende el ligamento periodontal, el cemento y hueso alveolar, estos dos últimos son matrices extracelulares mineralizadas, asociadas a una serie de células que se encargan de su creación y mantenimiento (fig. 3.13).

Las fibras de colágeno van desde el cemento hasta el tejido fibroso conjuntivo situado por encima de la cresta alveolar, hasta el hueso cortical alveolar o hasta el cemento de los dientes adyacentes. Gracias a su orientación, las fibras convierten las fuerzas compresivas de la masticación en fuerzas de tracción que actúan sobre el cemento y el hueso alveolar. Las tensiones de tracción estimulan una ligera cementogénesis y osteogénesis,

manteniendo una altura constante en el hueso alveolar, un mismo espesor en el cemento y una anchura estable del ligamento periodontal.

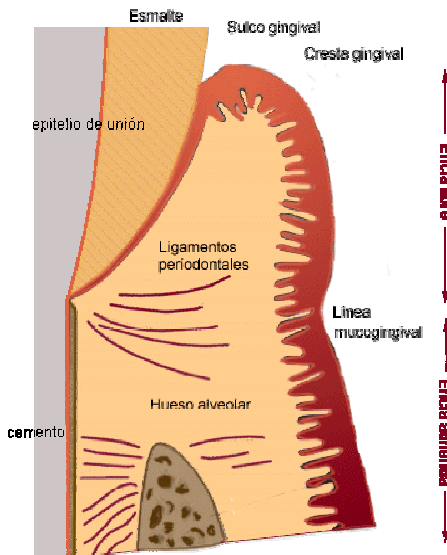


Fig. 3.13 Componentes del periodonto.

Cuando el ligamento periodontal es lastimado, al intentar regenerarse, el epitelio gingival sustituye al epitelio crevicular, que era el responsable original de la inserción epitelial del diente, siendo bastante difícil recuperar la orientación original de las fibras y da lugar a la formación de bolsas subcrestales tapizadas por epitelio⁶.

3.6 Encía y mucosa

La encía es un tejido conjuntivo con una superficie epitelial que recubre el reborde alveolar, rodea los surcos dentales y llena los espacios interproximales que existen entre los dientes. Se divide en: encía adherida, la

⁶ Craig R.G et al. Materiales de Odontología Restauradora, versión en español de la obra original en inglés Restorative Dental Materials. 10ª.ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace de España S.A. 1998. Pp.143-144.

cual se une con la mucosa oral alveolar hacia el vestíbulo de la boca y también con el borde gingival libre hacia las coronas de los dientes. Y la encía libre que se fusiona con el epitelio de inserción, que rodea el segmento cervical del diente joven y sano (fig. 3.13). Una parte del epitelio cervicular y todo el de inserción, derivan embriológicamente del epitelio del esmalte reducido.

La mucosa puede sufrir agresiones químicas o físicas. Si la lesión es breve y produce una pérdida de tejido pero no se acompaña de una infección por microorganismos patógenos, el defecto del tejido conjuntivo se rellena con tejido de granulación en 3 ó 4 días y a nivel superficial en una semana. Al cabo de dos a tres semanas, el tejido se ha remodelado y tiene una estructura casi normal. En ocasiones la hipersensibilidad inmunológica a los materiales o fármacos utilizados puede retrasar el proceso de curación.

La mucosa y la encía pueden experimentar reacciones inmunitarias de hipersensibilidad al entrar en contacto con materiales sintéticos o naturales con propiedades antígenas. Crea una reacción por la activación de la unión local de los antígenos a la membrana de los leucocitos o células de Langerhans de la piel y el epitelio de la mucosa. La mayoría de las reacciones a los materiales dentales son una alergia de tipo IV, mediada por células T. Los metales como; níquel, cobalto y cromo, son los que con mayor frecuencia provocan reacciones de sensibilidad.

La respuesta gingival a las lesiones puede complicarse debido a la íntima relación con el diente, afectando directamente uno al otro. Por ejemplo, si hay cálculo dental, maloclusión o restauraciones defectuosas pueden potenciar los efectos destructivos de los microorganismos, así que el epitelio crevicular se vuelve más vulnerable a las endotoxinas ocasionando una respuesta inflamatoria aguda, que suele remitir si se suprime la irritación, de lo contrario el infiltrado inflamatorio se vuelve mixto y granulado

extendiéndose por encima y debajo de la cresta alveolar, enfermedad conocida como periodontitis⁷ (fig. 3.14).

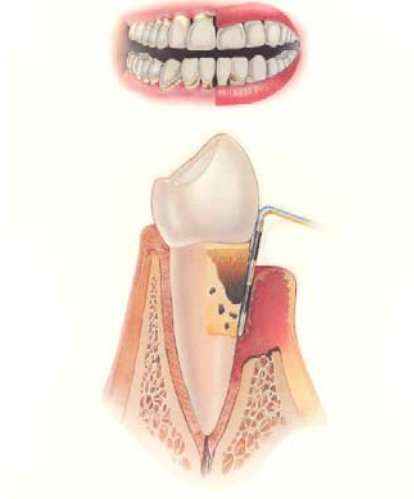


Fig. 3.14 Esquema comparativo de encía sana y con periodontitis.

3.7 Consideraciones restaurativas

Todas las fases restaurativas dependen del establecimiento y mantenimiento de la salud periodontal para asegurar la duración del tratamiento. La respuesta tisular se cataloga observando el color, textura y profundidad de la bolsa. La ubicación, el ajuste de los bordes y el contorno de la restauración son de importancia para el éxito de esto⁸.

La ubicación de un margen coronal debe ser supragingival, ya que mientras más se acerque al surco, es más probable que ocurra inflamación gingival intensa. Se ha demostrado con determinaciones del líquido del surco

⁷ Craig R.G et al. Materiales de Odontología Restauradora, versión en español de la obra original en inglés Restorative Dental Materials. 10ª.ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace de España S.A. 1998. Pp.144-146.

⁸ Malone P.W. Manejo de tejidos en Odontología Restaurativa. 1ª.ed. México. Editorial El Manual Moderno. 1985. Pp.201-258.

gingival, una cierta cantidad de inflamación inherente a la mayoría de las restauraciones con colocación subgingival y solo se colocarán cuando se considere necesario (estética en zona anterior, donde la estructura dental esta muy dañada). Las restauraciones con bordes sobresalientes y rugosos tendrán un efecto nocivo sobre la salud periodontal.

La reproducción del contorno de la corona normal del diente deberá tratar de reproducir de la misma manera, ya que si este queda escaso puede ser un factor predisponente en la impactación de alimentos y en el traumatismo gingival, si esta sobrecontorneada puede alentar la acumulación de placa bacteriana promoviendo el estancamiento de los alimentos e impedir el masaje en la higiene. El sobrecontorno también puede comprimir el área interproximal inhibiendo el control de placa y estrangulará a la papila precipitando la enfermedad periodontal. Algunos signos fundamentales de los problemas del espacio interproximal son: cambio de color rosa coral a rojo, pérdida del puntilleo, papilas inflamadas y de festoneado irregular.

Cuando se coloca un dispositivo protésico como una corona provisional, se sugiere cierta recesión gingival, así que mientras más pronto se coloque la restauración definitiva, menor será la recesión. Aun así, los bordes deberán estar bien adaptados y pulidos, el contorno debe ser constreñido para evitar acumulación de placa.

CAPITULO 4.

RESTAURACIONES LIBRES DE METAL CON PORCELANA

4. RESTAURACIONES LIBRES DE METAL CON PORCELANA

4.1 Requisitos previos de las restauraciones

Para alcanzar el éxito clínico de las restauraciones de porcelana, se deben tomar en cuenta ciertos factores como, la realización de un buen diagnóstico, lo cual nos llevará a la planeación de un mejor tratamiento, recordando que cada individuo es diferente y único; de la misma forma, cada pieza dental tiene diferentes características, por lo que debemos observar las condiciones en que se encuentra, que los tejidos blandos estén totalmente sanos, que no existan anomalías oclusales y tengan buena higiene¹. En cuanto al material de restauración, debido a sus propiedades tanto mecánicas como químicas, también presenta características diversas. Finalmente el tallado dental se realizará de acuerdo al material de restauración utilizado, siempre buscando alcanzar los siguientes principios fundamentales²:

4.1.1 Principio Mecánico

- *Retención*. Esta dependerá del contacto entre las superficies externas del diente y la superficie interna de la restauración. Cuanto mayor sea la corona clínica de un diente preparado, mayor será el área de contacto y la retención final. En dientes largos las paredes tendrán una convergencia oclusal de 10°, mientras que en los dientes cortos,

¹ Dietschi D, Spreafico R. Restauraciones adhesivas no metálicas. Conceptos Actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores. 1°.ed. Barcelona, España. Editorial Masson, S.A. 1998. Pp. 62-69

² Pegoraro L.F. et al. Prótesis Fija. 1°.ed. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamericanas. 2001. Pp. 45-55.

la inclinación de las paredes será casi paralela, ayudándose de medios de retención como surcos en paredes axiales, cajas o canales.

- *Resistencia o Estabilidad.* La magnitud y dirección de las fuerzas, la relación altura-ancho del tallado y la integridad del diente preparado, todos estos realizados de la manera adecuada, evitará el dislocamiento de la restauración y la rotación de la misma.
- *Rigidez estructural.* Debe presentar un espesor suficiente para el material de restauración, así, resistirá las fuerzas masticatorias y no comprometer a la estética y el tejido periodontal.
- *Integridad marginal.* El control de la línea de cemento expuesta al medio bucal y la buena higiene del paciente son factores que influyen notablemente en la permanencia de la restauración. Los márgenes inadecuados facilitan la instalación del proceso patológico en el tejido gingival y el desajuste que se ocasiona al degradarse el cemento, crea un espacio entre el diente y la restauración, que va a permitir retención de placa y recidiva de caries.

4.1.2 Principio Biológico

- *Preservación del órgano pulpar.* El tallado del diente ya representa una irritación pulpar debido a la cantidad de túbulos dentinarios expuestos (aproximadamente 1 a 2 millones), por lo tanto mientras mayor sea el desgaste aumentará la permeabilidad dentaria y la susceptibilidad de la pulpa. Otros irritantes pulpares serán: el calor generado por el tallado, la irrigación, que la fresa utilizada no sea

nueva, reacciones exotérmicas del material de impresión y elaboración del provisional³.

- *Preservación de la salud periodontal.* Será imprescindible el mantenimiento del espacio biológico mediante una excelente adaptación marginal, la localización del margen cervical, supragingival de preferencia (aproximadamente a 2mm del nivel gingival), o bien cuando las condiciones del paciente no lo permitan, se realizará subgingivalmente (aproximadamente de 0.5 a 1.0 mm por arriba del nivel gingival).

Según Bottino y sus colaboradores⁴ son necesarias ciertas adaptaciones para adecuar las preparaciones a esta nueva clase de materiales. Dentro de los principios biológicos, el acondicionamiento dental no se relaciona con ocurrencia de daños irreversibles a la pulpa, la adaptación marginal es el principal responsable por el perfil de emergencia y la subdividen en tres componentes básicos:

1. El cierre marginal medido en micrómetros.
2. El contorno horizontal.
3. El contorno vertical.

En los principios mecánicos “observamos diferencias significativas entre las preparaciones clásicas cuando aplicamos los nuevos materiales restauradores” por lo que mencionan ciertas condiciones técnicas para permitir la confección de restauraciones integradas a la anatomía dental en las preparaciones:

- *Espacio suficiente para los materiales restauradores.*

³ Pegoraro L.F. et al. Prótesis Fija. 1º.ed. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamericanas. 2001. Pp. 45-55.

⁴ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 127-129.

- *Forma de la preparación que garantice la retención, resistencia y estabilidad.*
- *Control del área crítica, o sea, la unión entre tejido dental y material restaurador.*
- *Función.*
- *Estética.*

Como ejemplo veamos el principio de retención, en el cual se menciona que mientras más larga sea la corona clínica, mayor será dicha retención, lo cual cambia ya que con los nuevos avances en adhesión y mayor uso de cementos adhesivos, la menor altura de la corona no siempre será tan crítica para obtener retención y resistencia en la prótesis.

4.2 Requisitos de una preparación ideal para una restauración libre de metal

Estas preparaciones han evolucionado⁵ en función del material que las recubrirá, llevando algunas características especiales:

- Paredes axiales paralelas o ligeramente convergentes.
- Línea de acabado perpendicular a la superficie radicular axial externa sin preparar, están contraindicados los márgenes finos o biseles.
- Reducción adecuada para evitar fracturas durante la función; hombro con un perímetro de 1.5 mm.
- Regularización de las paredes cavitarias pulpares y axiales, ya que inducen a la concentración de tensiones originando fracturas⁶.

Como alternativas de preparaciones tenemos:

- Inlays o preparaciones intracoronarias.

⁵ Ascheim KW., Dale B.G. Odontología Estética. Una aproximación clínica a las técnicas y los materiales versión en español de la segunda edición de la obra original en inglés. 2ª.ed. Madrid España. Editorial Mosby. 2002. Pp. 141.

⁶ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 127-129.

- Onlays, cuando se hace necesario el recubrimiento de algunas cúspides.
- Overlays cuando hay necesidad de recubrir todas las cúspides.
- Veneers, carillas o facetas laminadas.
- Coronas cuando hay necesidad de recubrir toda la corona clínica.

4.3 Inlay

Están **indicadas**⁷ en:

- Preparación cavitaria de lesiones oclusales de clase I.
- Preparación próximo-oclusal de clase II, cuando la estética es un factor importante.
- Premolares o molares endodóticamente tratados que tengan destruidos ambos rebordes marginales.
- Preparación de cavidad clase III⁸.
- Para restaurar ángulos y bordes incisales de los dientes anteriores de clase IV.
- Cavidades de clase V⁹.

Contraindicaciones:

- Lesiones pequeñas donde pueda hacerse una restauración directa.
- Lesiones muy grandes donde queda poco remanente dentario.
- En preparaciones con cajas proximales subgingivales.
- Coronas clínicas excesivamente cortas¹⁰.

⁷ Barrancos J. Operatoria Dental. 3ª.ed. Argentina, Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana. 2002. Pp. 954- 959.

⁸ Howard W. Atlas de Operatoria Dental, título original de la obra Atlas of Operative Dentistry. 3ª.ed. Santa fé de Bogota. Editorial El Manual Moderno, S.A de C.V. 1980. Pp. 274.

⁹ Craig R, et al. Materiales de Odontología Restauradora. Versión en español de la obra original en inglés Restorative Dental Materials. 10ª.ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace de España. 1998. Pp. 473.

¹⁰ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001.Pp. 130.

- Pacientes con hábitos parafuncionales como bruxismo.

Ventajas:

- Estética excelente presenta una translucidez similar a la del esmalte.
- Fluorescente.
- Refuerza estructura dentaria.
- Integridad marginal aceptable.
- Resistente a la pigmentación.
- Compatibilidad con tejidos.

Desventajas:

- Fragilidad de manipulación.
- Menos conservadora que una preparación para composite directo.
- Requiere de provisional.
- Dos sesiones clínicas.
- Pigmentación del cemento¹¹.

Preparación.

Difiere de algunos puntos de la preparación clásica para incrustaciones de oro. No se debe realizar un bisel periférico en el ángulo cavo superficial, los ángulos diedros y triedros serán redondeados al máximo y divergentes, por último el margen cavo superficial será recto¹².

Inicialmente se toma el color antes de aislar y se anestesia. Posteriormente se hace la remoción de la caries o bien, del material restaurador preexistente, retirando también las pigmentaciones productos de la corrosión, con una fresa 700. Si la pieza dental no tenía restauración anterior, se puede pintar la superficie con un barniz coloreado para tener mayor contraste

¹¹ Barrancos J. Operatoria Dental. 3ª.ed. Argentina, Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana. 2002. Pp. 954- 959.

¹² Campos A. Rehabilitación Oral y Oclusal, Vol 1. 1ª.ed. Madrid, España. Editorial Harcourt S.A. 2000. Pp. 455.

durante el tallado, y las fresas más adecuadas para la conformación son 331L, 1.156 y 1.170¹³. Debe tener las siguientes características:

- Caja oclusal con una profundidad mínima de 1.5 mm (fig. 4.2).
- Paredes expulsivas en sentido gingivo oclusal con una angulación de 10°.
- En las cajas proximales, el ángulo cavosuperficial debe estar entre 60 y 80° (fig. 4.1) con relación a la faz proximal, sin ningún tipo de bisel¹⁴.

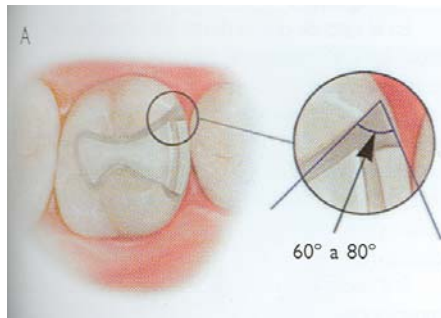


Fig. 4.1 Ángulo de la caja proximal.

- Istmo oclusal con un ancho mínimo de 1.5 mm a 2.0 mm (fig 4.2).

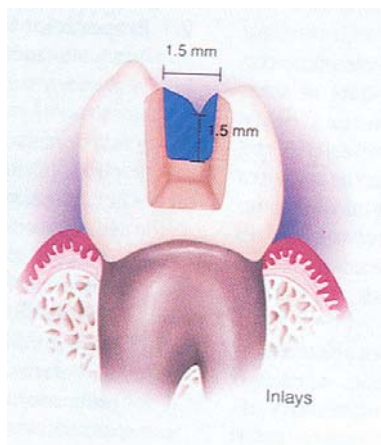


Fig. 4.2 Ancho y profundidad del istmo indicadas.

- Los ángulos internos deben ser redondeados y el cavo superficial de 90°.

¹³ Barrancos J. Operatoria Dental. 3ª.ed. Argentina, Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana. 2002. Pp. 954- 959.

¹⁴ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1°. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 130.

Se lava la cavidad y termina la preparación dejando una superficie lisa y bien pulida en todas las paredes (fig. 4.3 y 4.4).

Están indicadas para estas restauraciones las porcelanas: feldespáticas reforzadas por leucita (Optec HSP), prensables (OPC, Finesse All-Ceram, IPS Empress), VITAPRESS, alúmina infiltrada por vidrio (In-Ceram Spinell), aluminizadas procesadas por ordenador (Cerec II, Celay).

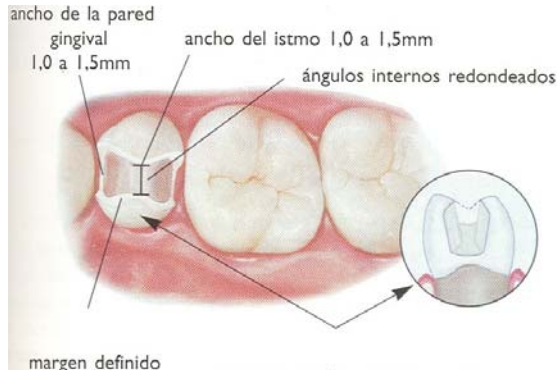


Fig. 4.3 Preparación de una inlay



Fig. 4.4 Vista lateral de una inlay.

4.4 Onlay

Están **indicadas**¹⁵ en:

- Preparación cavitaria de lesiones oclusales de clase I.
- Preparación próximo-oclusal de clase II, cuando la estética sea necesaria.
- Premolares o molares endodóticamente tratados que tengan destruidos ambos rebordes marginales.
- Si un diente recibirá fuertes cargas de la pieza antagonista.
- Protección cuspea.

Contraindicaciones:

- Lesiones pequeñas donde pueda hacerse una restauración directa.
- Lesiones muy grandes donde queda poco remanente dentario.

¹⁵ Barrancos J. Operatoria Dental. 3ª.ed. Argentina, Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana. 2002. Pp. 954- 959.

- En preparaciones con cajas proximales subgingivales.
- Coronas clínicas excesivamente cortas¹⁶.
- Pacientes con hábitos parafuncionales como bruxismo.

Ventajas:

- Estética excelente presenta una translucidez similar a la del esmalte.
- Fluorescente.
- Refuerza estructura dentaria.
- Integridad marginal aceptable.
- Resistente a la pigmentación.
- Compatibilidad con tejidos.

Desventajas:

- Fragilidad de manipulación.
- Menos conservadora que una preparación para composite directo.
- Requiere de provisional.
- Dos sesiones clínicas.
- Fractura si no tiene el suficiente espesor¹⁷.

Preparación.

Antes de aislar se tomará el color y aplicará la anestesia. Posteriormente¹⁸:

- Remoción del material restaurador o de la caries (fig. 4.5).
- Regularización de las superficies a ser preparadas con la colocación de un material de relleno, como un cemento de ionómero vítreo, si es necesario (fig.4.6).

¹⁶ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 130.

¹⁷ Ascheim KW., Dale B.G. Odontología Estética. Una aproximación clínica a las técnicas y los materiales versión en español de la segunda edición de la obra original en ingles. 2ª.ed. Madrid España. Editorial Mosby. 2002. Pp. 178.

¹⁸ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 132.

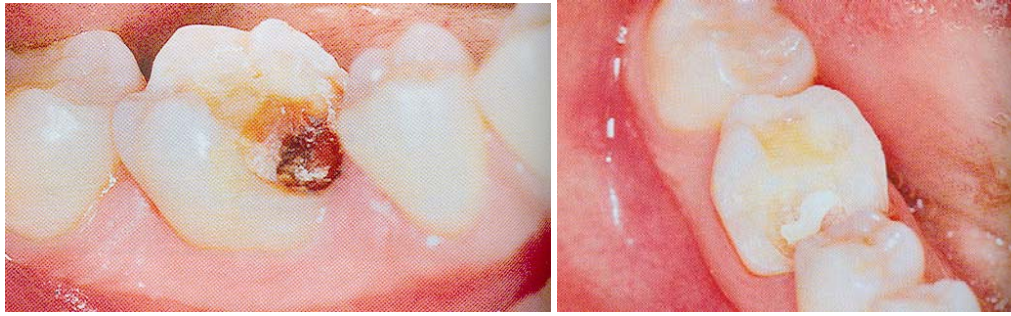


Fig. 4.5 Remoción de restauración y caries.

Fig. 4.6 Regularización de la pared axial con ionómero.

- Preparación de la caja oclusal con una fresa diamantada troncocónica de granulación media y ángulo interno redondeado; el istmo debe tener más de 2.0 mm de ancho y expulsividad de aproximadamente 10°.
- Preparación de la caja proximal con una fresa de diamante troncocónica de granulación media y ángulo redondeado; la caja proximal no puede tener bisel, pero el ancho vestibulolingual debe ser abierto.
- El ángulo cavosuperficial debe ser de 90° (fig. 4.7).
- Con una fresa troncocónica de diamante con punta redonda u ovoide, se hace la reducción de la superficie oclusal en las cúspides donde habrá revestimiento oclusal (cúspides funcional); pueden ser hechos mediante dos o tres surcos de orientación y eliminado el tejido entre ellos por la fresa troncocónica¹⁹. La reducción oclusal debe tener un espesor mínimo entre 1.5 mm y 2.0 mm. El hombro debe estar perfectamente marcado (fig.4.8).
- Verificar si hay espacio de 2.0 mm a 2.5 mm entre la pared pulpar y la punta de cúspide del diente antagónico (fig. 4.9).

¹⁹ Shillingburg H, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of Tooth Preparations for Cast Metal and Porcelain Restorations. 1ª.ed. España. Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas, C.A. 2000. Pp. 242-247.

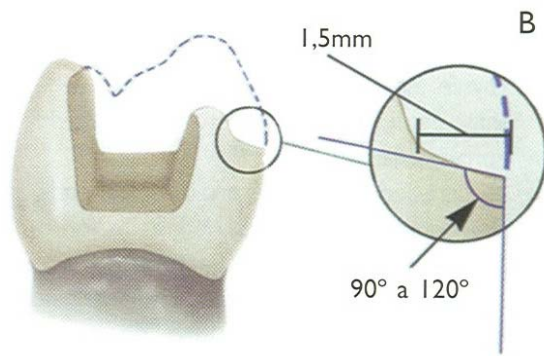


Fig. 4.7 Ángulo formado por la superficie lingual

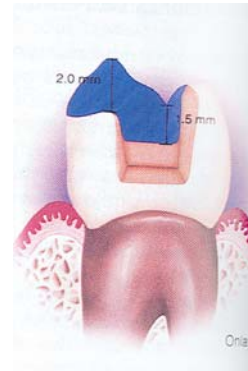


Fig. 4.8 Reducción de la cara oclusal y ancho del istmo.

Posteriormente se tomará la impresión y colocará el provisional.

Están indicadas para estas restauraciones las porcelanas: feldespáticas reforzadas por leucita (Optec HSP), prensables (OPC, Finesse All-Ceram, IPS Empress), VITAPRESS, alúmina infiltrada por vidrio (In-Ceram Spinell), aluminizadas procesadas por ordenador (Cerec II, Celay).

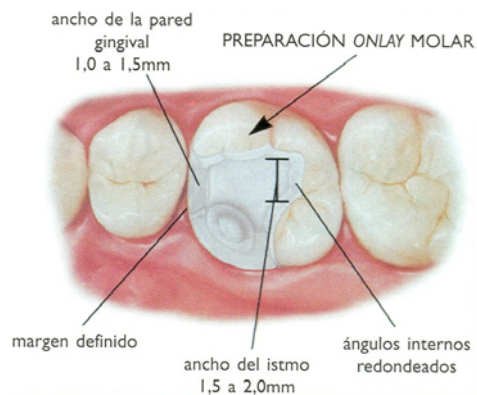


Fig. 4.9 Preparación onlay en un molar.

4.5 Overlays

Indicaciones:

- Cuando la caries socava las cúspides.
- Cuando el ancho del istmo es muy grande
- Dientes tratados endodónticamente.

Contraindicaciones:

- Lesiones pequeñas donde pueda hacerse una restauración directa.
- Lesiones muy grandes donde queda poco remanente dentario.
- En preparaciones con cajas proximales subgingivales.
- Coronas clínicas excesivamente cortas²⁰.
- Pacientes con hábitos parafuncionales como bruxismo.

Ventajas:

- Estética excelente ya que presenta una translucidez similar a la del esmalte.
- Fluorescente.
- Refuerza estructura dentaria.
- Integridad marginal aceptable.
- Resistente a la pigmentación.
- Compatibilidad con tejidos.

Desventajas:

- Fragilidad de manipulación.
- Mayor desgaste que una preparación para composite.
- Requiere de provisionales.
- Dos sesiones clínicas.
- Mayor desgaste del antagonista por la abrasión de la porcelana²¹.

Preparación.

Debido a que todos los pasos son muy similares, por no decir, iguales a la preparación para una incrustación onlay, únicamente se agregará:

²⁰ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 130.

²¹ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 129.

- El tallado de las cúspides se hará tanto en las funcionales, como en las no funcionales, también realizando un hombro perfectamente marcado (fig. 4.10 y 4.11).

Se continuará el procedimiento de la preparación para incrustación de tipo onlays, hasta tomar la impresión y colocar el provisional.



Fig. 4.10 Preparación de un molar overlay.



Fig. 4.11 Espacio necesario entre cúspide y antagonista.

Están indicadas para estas restauraciones las porcelanas: feldespáticas reforzadas por leucita (Optec HSP), prensables (OPC, Finesse All-Ceram, IPS Empress), VITAPRESS, alúmina infiltrada por vidrio (In-Ceram Spinell), aluminizadas procesadas por ordenador (Cerec II, Celay).

4.6 Carillas, facetas laminadas o veneers

Indicaciones:

- Cierre de diastemas.
- Anomalías de color; manchas intrínsecas por tinciones de tetraciclina, en fluorosis o hipoplasias, desmineralizaciones, etc²².
- Anomalías de forma.
- Problemas de alineamiento dental.
- Para restablecer la guía anterior; en la faz vestibular cuando hay desgastes múltiples; en la palatina creando función canina o guía anterior parcial²³.

²² Campos A. Rehabilitación Oral y Oclusal, Vol 1. 1ª.ed. Madrid, España. Editorial Harcourt S.A. 2000. Pp. 394.

Contraindicaciones:

- Estructura de esmalte insuficiente o inadecuado para una buena retención alrededor de la corona.
- Indicación para restauración con resina compuestas.
- Cuando existe parafunción o traslape vertical acentuado.
- Dientes cortos.
- Restauraciones extensas previas o dientes con tratamiento endodóntico que conservan poca estructura dental.
- Pacientes con hábitos orales que generan tensiones excesivas sobre la restauración (morderse las uñas o mordisquear los lápices)²⁴.

Ventajas:

- Excelente estética.
- Duración prolongada.
- Resistencia inherente de la porcelana a la compresión y tracción.
- Integridad marginal.
- Compatibilidad con los tejidos blandos.
- Mínima reducción dental.

Desventajas:

- Requieren varias sesiones.
- Fragilidad antes de cementar.
- Difícil reparación.
- Imposibilidad de realizar una cementación de prueba.

²³ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1^o. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 141.

²⁴ Ascheim KW., Dale B.G. Odontología Estética. Una aproximación clínica a las técnicas y los materiales versión en español de la segunda edición de la obra original en inglés. 2^a.ed. Madrid España. Editorial Mosby. 2002. Pp. 154.

Preparación.

El planeamiento del tipo de preparación depende de algunos factores como el tipo de oclusión del paciente, la extensión de las anomalías de forma o de la estructura del esmalte, la altura de la corona clínica o el remanente después de caries, fracturas, y necesidad de cerrar un diastema existente. Una vez analizado estos puntos, sabremos cual va ser la preparación correcta; el espesor de la preparación, la terminación cervical, las caras proximales, o bien, si se involucrará o no la cara palatina, esta última tiene como ventaja el restringir las fracturas de ángulos, facilitar la colocación, mayor estética y mejor ajuste²⁵.

Se llevará a cabo la siguiente secuencia clínica:

- Remoción de las restauraciones previamente realizadas.
- Realizar surcos de orientación con piedras de diamante marcadoras de profundidad. El desgaste tiene cerca de 0.3 mm en el tercio cervical y 0.5 mm en los tercios medio e incisal, cuando la decoloración es acentuada, esta reducción puede estar alrededor de 0.7 a 0.8 mm, haciendo doble inclinación para conservar la anatomía del diente y facilitar la reconstrucción dental , evitando sobrecontornos (fig. 4.12 y 4.13).

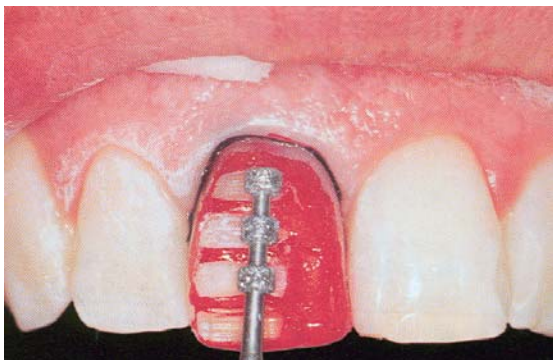


Fig. 4.12 Marcando surcos de orientación

²⁵ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 141-142.

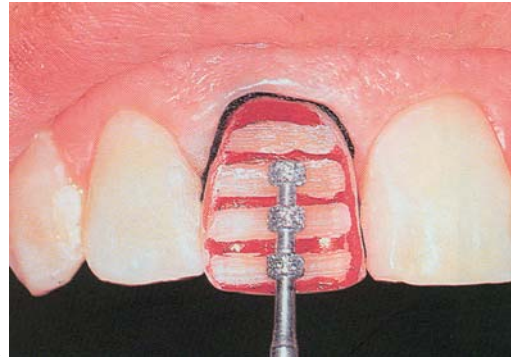


Fig. 4.13. Surcos con doble inclinación.

- Con fresa redonda de diamante número tres se elabora un surco de 0.06 mm de profundidad como línea terminal gingival²⁶ (fig. 4.14).
- Reducción axial vestibular, uniendo los surcos de orientación con doble inclinación, una cervical y otra en el tercio incisal (fig. 4.15 y 4.16).

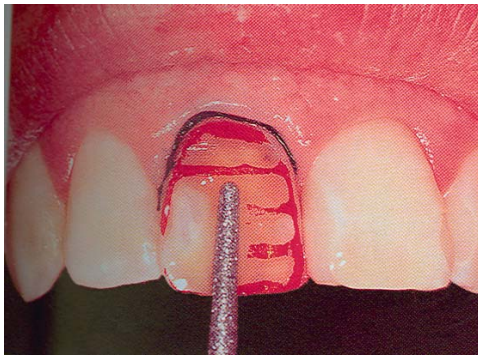


Fig. 4.15 Desgaste uniendo los surcos.

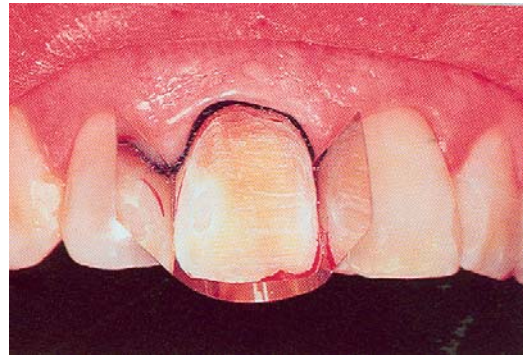


Fig 4.16 Desgaste total en dos planos.

- Confeccionar el chanfer proximal definiendo una línea de término que puede o no romper el contacto proximal. Si la indicación de la faceta fue solamente para el cambio de color o de textura superficial, no se rompe el contacto proximal; si existe la indicación para cambiar la forma o cerrar un diastema, puede penetrar ligeramente en la cara proximal (fig. 4.17).

²⁶ Guzmán B.H. Biomateriales odontológicos de uso clínico. 3°.ed. Colombia. Ediciones Ecoe. 2003. Pp. 389-410.

- Acabado y pulido de la preparación con puntas diamantadas (fig. 4.18).



Fig. 4.17 Reducción proximal.



Fig. 4.18 Acabado de la terminación.

- Cuando la reducción incisal está indicada, se inicia con la elaboración de surcos de orientación en la cara vestibular con una profundidad de 1.5 mm, se unen dichos surcos con una fresa de diamante punta redonda y en la cara palatina o lingual se hace un chanfer hasta un tercio del ancho de la cara. Esta terminación no debe estar localizada en áreas de estrés oclusal (fig. 4.19).



Fig. 4.19 Reducción incisal y preparación.

- Se toma la impresión y coloca provisional.

Están indicadas para estas restauraciones las porcelanas: feldespáticas reforzadas por leucita (Optec HSP), prensables (OPC, Finesse All-Ceram, IPS Empress), aluminizadas procesadas por ordenador (Cerec II, Celay, Procera AllCeram).

4.7 Corona

Indicaciones²⁷:

- En dientes anteriores donde la estética sea de importancia principal.
- Coronas clínicas largas y con buen remanente dental.
- Oclusión favorable.
- En prótesis parciales fijas cortas de no más de tres unidades.
- Dientes anteriores fracturados que abarquen el ángulo incisal.
- Nivel de la preparación supragingival.

Contraindicaciones²⁸:

- Soporte insuficiente de la preparación dentaria.
- Coronas clínicas cortas.
- Espesor insuficiente en la cara lingual (<0.8 mm).
- Dientes antagonistas ocluyendo en el tercio cervical de la corona.
- Hábitos parafuncionales.
- Dientes jóvenes con cámara pulpar amplia.
- Oclusión borde a borde.

Ventajas²⁹:

- Estética.
- Translucidez y naturalidad.
- Excelente respuesta de los tejidos gingivales cuando está en contacto con ellos.
- Integridad marginal.

²⁷ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 164.

²⁸ Chiche G.J, Pinault A. Prótesis Fija Estética en dientes anteriores, versión española de la obra original en lengua inglesa Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics. 1ª.ed. Barcelona, España. Editorial Masson. 2000. Pp. 100-108.

²⁹ Mezzomo E. Rehabilitación Oral para el Clínico. 1ª.ed. Colombia. Editorial Actualidades Medicas Odontológicas Latinoamericanas. C.A. 2003. Pp. 313-319.

Desventajas:

- Gran reducción de tejido, los sistemas Dicor, Cerestone y Cerapel requieren mayor desgaste.
- Es técnicamente sensible, tanto en las características de la preparación, como conseguir una perfecta adaptación cervical durante su ejecución en el laboratorio.

Preparación.

Anestesia previa y remoción de caries o materiales de restauración anteriores, sustituyéndolos, cuando hay la necesidad de regularizar las paredes, con materiales adhesivos a la dentina como cementos de ionómeros y resinas compuestas. Estos materiales siempre deben ser sistemas compatibles con los de la cementación³⁰.

En un diente anterior³¹:

- Reducción del borde incisal de 2.0 mm, evitando dejar bordes finos o puntas salientes, debe engrosarse dejando un ángulo recto con la dirección de la fuerza, reduciendo la preparación a una longitud de dos tercios de la corona (fig. 4.20 y 4.21).



Fig. 4.20 Surcos incisales de orientación en un modelo.

³⁰ Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 164.

³¹ Chiche G.J, Pinault A. Prótesis Fija Estética en dientes anteriores, versión española de la obra original en lengua inglesa Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics. 1ª.ed. Barcelona, España. Editorial Masson. 2000. Pp. 100-108.

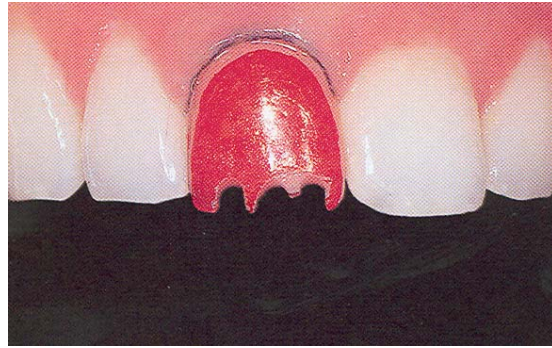


Fig. 4.21 Surcos incisales en un diente.

- Reducción vestibular con una fresa troncocónica de diamante de punta redonda, esta debe ser de 1.0 mm a 1.3 mm, dejando un ángulo de convergencia de 10° . Siempre siguiendo dos planos para dar mejor anatomía. Haciendo una línea de terminado en forma de hombro con una angulación de 90° , bien definido y de anchura adecuada de 1.0mm (fig.4.22 y 4.23).



Fig. 4.22 Primer serie de surcos del plano incisal en el modelo.



Fig 4.23 Doble orientación del desgaste en la preparación del diente.

- Reducción lingual o palatina con un espesor de desgaste de 1.5 mm, se ha incorporar una concavidad definida con la pared axial lingual alta, lo que se opone a la reducción en un sólo plano y dando una terminación a nivel cervical de 0.8 a 1.0 mm (fig. 4.24 y 4.25).



Fig. 4.24 Reducción palatina en modelo.

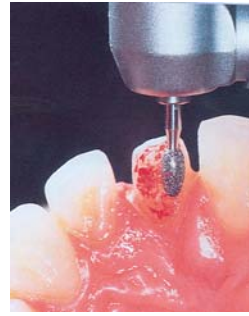


Fig. 4.25 Reducción en el diente.

- Reducción axial de 1.0 mm, continuando la terminación de hombro con una anchura de 0.5 mm (fig. 4.26).
- Alisar todas las superficies, redondearlas evitando las esquinas cerradas en los puntos de estrés (fig.4.27).



Fig. 4.26 Reducción axial en el modelo.



Fig. 4.27 Preparación terminada.

Se coloca el hilo retractor y toma de impresión, antes de cementar el provisional.

En un diente posterior³².

- Reducción de la superficie oclusal, pudiendo ser precedida por surcos de orientación para prevenir pequeños espesores, lo que disminuiría la resistencia del material sin metal. La reducción ideal en altura es de 2.0 mm a un tercio de la corona anatómica (fig. 4.28 y 4.29).

³² Bottino M.A, Ferreira A, Miyashita E, Giannini V. Estética en Rehabilitación Oral: Metal Free. 1º. ed. Sao Paulo. Editorial Artes Médicas. 2001. Pp. 164.



Fig. 4.28 Surcos de orientación.



Fig. 4.29 Reducción oclusal terminada.

- Reducción de la superficie axial, con un espesor mínimo de 1 mm en la cara vestibular. Con una convergencia de 8 a 10° (fig. 4.30 y 4.31).



Fig. 4.30 Reducción vestibular y lingual.



Fig. 4.31 Reducción interproximal.

- La terminación de la preparación es, para la mayoría de los materiales restauradores estéticos, un chanfer largo, con espesor de 1 mm en las caras vestibular y lingual o palatina y 0.6 a 1.2 mm en las caras proximales (fig.4.32 y 4.33). En las coronas de In-Ceram el término ideal es un hombro redondeado con un ángulo interno de 90°.



Fig. 4.32 Terminación cervical.



Fig. 4.33 Preparación completa.

Están indicadas para estas restauraciones las porcelanas: feldespáticas reforzadas por leucita prensables (OPC, Finesse All-Ceram, IPS Empress), porcelana con disilicato de litio (IPS Empress 2), cerámica vítrea fundida (Dicor; Dicor Plus), alúmina infiltrada por vidrio (In-Ceram Alumina e In-Ceram Zirconio), Procera Allceram y Hi-Ceram.

CAPITULO 5.

REGULACIÓN DE LAS PRUEBAS NECESARIAS PARA LA EVALUACIÓN BIOLÓGICA DE LOS MATERIALES DE USO ODONTOLÓGICO

5. REGULACIÓN DE LAS PRUEBAS NECESARIAS PARA LA EVALUACIÓN BIOLÓGICA DE LOS MATERIALES DE USO ODONTOLÓGICO

5.1 Generalidades de los materiales dentales

La historia de los biomateriales dentales es tan antigua como la historia misma de la Odontología y su uso se remonta hasta antes de la era Cristiana. Desde el punto de vista histórico, el conocimiento de los biomateriales dentales abarca tres períodos: antiguo, de conocimientos empíricos; moderno, de conocimientos técnicos y contemporáneo, de conocimientos científicos.

A partir del año 1950 se pensó en el estudio biológico de los materiales dentales y se comenzó la realización de ensayos en animales de experimentación. En los años 60's se comenzó a estudiar el comportamiento clínico de los materiales dentales en la boca del paciente.¹

Existe una ciencia odontológica que trata del estudio de las propiedades fundamentales de los materiales para el uso bucal, desde el punto de vista físico-químico, mecánico y biológico, como su correcta manipulación y usos odontológicos.

Los materiales de uso odontológico o dentales son todos los componentes sintéticos que se pueden utilizar para reparar o restituir la estructura dental, entre los que se incluyen imprimidores, agentes de enlace, forros, bases de cemento, amalgamas, resinas compuestas, compómeros, ionómeros

¹ Cova J.L Biomateriales dentales. 1ª ed. Colombia. Ediciones AMOLCA (Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas) 2004. Pp 3-16.

híbridos, metales para colados, metal-cerámicas, cerámicas y polímeros protésicos.²

Los materiales dentales se pueden clasificar como materiales de restauración directa, de manera intraoral para realizar restauraciones o prótesis en los dientes o en los tejidos y los materiales de restauración indirecta, utilizados de manera extraoral, los cuales se fabrican sobre modelos u otra réplica de dientes o tejidos.

Un material de restauración ideal será biocompatible, se adherirá a la estructura dentaria o al hueso de manera permanente, tendrá el aspecto natural de dicha estructura y de otros tejidos visibles, al igual que presentará propiedades similares a las del esmalte, la dentina y otros tejidos dentales, logrando restaurar tejidos o regenerando aquellos que faltan o que están dañados.

5.2 Especificaciones, regulación y control de calidad³

La especificación es el conjunto de ensayos físicos-bioquímicos que se realizan a un determinado material con el objeto de certificar los que cumplan con una serie de requisitos, determinado así su utilización con seguridad en la cavidad bucal. Una vez que han cumplido con esto, su nombre aparece en la lista de productos certificados.

La regulación en Odontología, se refiere a las normas que tutelan los diversos ámbitos de estudio de nuestra ciencia. Dichas normas buscan un

²Anusavice K. Philips Ciencia de los materiales dentales, versión en español de la 11ªed. de la obra en original en inglés Philips` Science of Dental Materials. 11ºed. Madrid, España. Editorial Elsevier Science. 2004. 2004. Pp 4-19.

³ Cova J.L Biomateriales dentales. 1ª ed. Colombia. Ediciones AMOLCA (Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas). Pp. 5 y 6.

control sobre las diversas aplicaciones de la Odontología y promueven un mejor uso de los materiales dentales.

La calidad está orientada a satisfacer las necesidades y expectativas de los consumidores y va desde el diseño de un producto hasta su entrega, uso y servicio. La adopción de un programa de normatividad, completada con la certificación de la calidad de los productos odontológicos, genera beneficios para el industrial, el odontólogo, el técnico y el paciente.

La certificación de los productos odontológicos consta de alcance y clasificación (incluyendo el tipo de material y una subclasificación); especificación aplicable, haciendo referencia a las normas; requisitos como el diseño, material, peso, nombre, etc.; muestras, inspección del producto y procedimientos de ensayo; la preparación para la distribución, el número de lote, fecha de fabricación, peso neto, tipo y clase, precauciones y notas sobre la selección del producto.

5.3 Organismos que regulan las especificaciones dentales

Existen diversos organismos en el mundo que se encargan de regular las especificaciones de los materiales dentales.

El Programa de Aceptación del Consejo de Asuntos Científicos, incorpora esas especificaciones en la evaluación de los productos dentales, los cuales se someten a pruebas para que cumplan dichos requisitos.

La American Dental Association (ADA), acreditada por el American National Standards Institute (ANSI), es la patrocinadora administrativa de dos comités creadores de normas que trabajan bajo la dirección de la ANSI. Uno de ellos es el Comité de Normas sobre productos dentales de la ADA (SCDP) que

crea normas sobre todos los materiales dentales, instrumental y equipos. Otro es el consejo de Asuntos científicos (CSA), que es el responsable de la evaluación de los medicamentos, los agentes blanqueadores de limpieza dental, los agentes terapéuticos, del equipo y de las radiografías. Los grupos de trabajo del SCDP crean las especificaciones y estas se envían a la ANSI, una vez aceptadas, se convierten en una norma nacional estadounidense.

Los primeros intentos de la ADA para establecer unas pautas en la regulación de los materiales en Odontología, datan de 1926, año en el que un grupo de científicos del National Bureau of Standards, que actualmente se denomina National Institute of Science and Technology (NIST), desarrolló una serie de especificaciones para la amalgama dental. Una de las primeras tentativas para desarrollar una prueba uniforme que se aplicara a todos los materiales, fue el estudio de Dixon y Ricker, que investigaron la toxicidad de la mayoría de los materiales dentales, utilizados en aquellos tiempos, implantándolos en bolsas de tejidos subdérmico. Estos autores procedieron a esterilizar y a colocar trocitos de tamaño estándar de oro, amalgama, gutapercha, silicatos y amalgama de cobre de tamaño uniforme abiertas en tejido muscular esquelético, al cabo de seis meses extrajeron muestras de biopsia y las analizaron al microscopio.

Otros fueron Mitchell (1959) en tejido conjuntivo y Massler (1958) en tejido pulpar. Pero hubo que esperar a la aprobación de la Medical Device Bill por el Congreso norteamericano en 1976 para que las pruebas biológicas recibieran la atención prioritaria necesaria.

En 1972 el Council on Dental Materials, Instruments and Equipment de la American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA) aprobó el Documento 41 para las prácticas estándar recomendadas para la valoración biológica de los materiales de Odontología.

En 1982 se agregó un anexo a este documento, incluyendo una actualización de la prueba de Ames para la actividad mutagénica.

Por otra parte, la Federación Dental Internacional (FDI) y la International Estándar Organization (ISO), trabajan para establecer especificaciones internacionales sobre los materiales dentales.

La ISO es una Organización Internacional no Gubernamental, cuyo objetivo es el desarrollo de normas de carácter internacional. Está formada por organizaciones nacionales de normalización de más de 80 países. La ANSI funge como representante de los Estados Unidos de América en la ISO. La FDI solicitó a la ISO que considerara las especificaciones sobre materiales dentales de dicha institución como normas ISO; esto dio lugar a la creación del Comité Técnico de la ISO (CT). La responsabilidad de este Comité es normalizar la terminología, los métodos de prueba, desarrollar normas sobre materiales dentales, instrumental, aparatos y equipos.

En el año 2002, la ISO contaba con 224 comités técnicos, de los cuales el 106 es el responsable de las normas dentales. El CT ha dado como resultado la publicación de 134 normas ISO, conjuntamente con sus subcomités y grupos de trabajo.

Para efecto de nuestro estudio, lo que nos interesa es el CT 106 con su subcomité 2, que habla sobre materiales protésicos, en su grupo de trabajo 17, crea normas sobre dientes de cerámicas para prótesis.

El documento final de lo anterior es la ISO 10993 que incluye pruebas iniciales y suplementarias para valorar la reacción biológica a los materiales.

5.4 Documento 41 de la American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA) para las prácticas estandar recomendadas para la valoración biológica de los materiales dentales⁴

El Documento 41 de la ANSI/ADA clasifica a los materiales dentales de la siguiente forma, ya que no todas las pruebas de valoración biológica se aplican a todos los materiales:

Tipo 1. Materiales restauradores

Clase 1. Materiales metálicos

Amalgamas (especificación 1 y 6)

Aleaciones para incrustaciones (especificación 5)

Clase 2. Materiales no metálicos

Resinas (especificación 27)

Silicatos (especificación 9)

Materiales temporales (especificación 30)

Clase 3. Forros cavitarios y bases

Clase 4. Cementos

Fosfato de zinc (especificación 8)

ZOE y EBA (especificación 30)

Policarboxilato de zinc (especificación 21)

Sílico-fosfato (especificación 21)

Resinas (sin especificación)

Clase 5. Sellantes de fosetas y fisuras

⁴ Cfr. Documento 41 de la ANSI/ADA

Clase 6. Agentes para el pretratamiento del esmalte y/o dentina

- Agentes grabadores
- Imprimidores
- Limpiadores cavitarios
- Desensibilizantes

Clase 7. Recubridores para las superficies externas de las restauraciones

Tipo 2. Materiales para prótesis

Clase 1. Materiales para impresión

- Hidrocoloides y alginatos (especificación 11 y 18)
- Cauchos (especificación 19)
- Yesos (especificación 25)
- Ceras y modelinas (especificación 3)
- Óxido de zinc y eugenol (especificación 16)

Clase 2. Ceras y platos base (especificación 4 y 24)

Clase 3. Materiales para la aparatología protésica

- Aleaciones preciosas y no preciosas (especificación 5)
- Aleaciones de metal para base (especificación 14)
- Base de dentaduras y materiales de reparación (especificación 12 y 13)
- Dientes artificiales (especificación 15)
- Carillas, coronas y puentes (especificación 17)
- Materiales de rebase (sin especificación)

Clase 4. Implantes

Metálicos
Cerámicos
Carbón vítreo

Clase 5. Protectores bucales

Tipo 3. Materiales endodónticos

Clase 1. Recubrimiento pulpar (especificación 7 y 32)

Clase 2. Materiales para obturación de conductos

Sólidos
Pasta
Sellantes y cementos

Tipo 4. Materiales para periodoncia

Clase 1. Apósitos quirúrgicos (especificación 2)

Clase 2. Desensibilizantes

Tipo 5. Materiales para ortodoncia

Clase 1. Metales y aleaciones

Clase 2. Resinas

Tipo 6. Materiales misceláneos

Clase 1. Revestimientos

Clase 2. Materiales con contenido de asbesto

Clase 3. Metales de baja fusión para troqueles, soldaduras y fundentes

Clase 4. Electroplateado y electropulimento

Clase 5. Troqueles

Clase 6. Agentes de limpieza y pulido

En el Documento 41 se describen tres categorías de pruebas o ensayos: iniciales, secundarias y preclínicas.

Los diferentes ensayos realizados en las pruebas de biocompatibilidad son:

I. Pruebas iniciales

- I. **Citotoxicidad.** Permite medir los efectos de un material sobre el número de células o su crecimiento, la integridad de las membranas celulares, la biosíntesis y el material genético de la célula. Además permite valorar mejor la sensibilidad a los materiales tóxicos que las pruebas de uso; su desventaja es que los tejidos cultivados carecen de mecanismos inflamatorios o de otro tipo de mecanismos de protección, no pueden predecir por sí solas la biocompatibilidad general de un material.

- II. **Hemólisis.** Es importante cuando los materiales están en contacto con la sangre o penetran en los vasos sanguíneos del tejido conjuntivo. Este fenómeno también es un indicador de los efectos destructivos potenciales sobre la membrana celular.

- III. **Ames.** Es el ensayo de mutagénesis a corto plazo que más se utiliza, pues ha resultado la más específica y es el único a corto plazo que se considera plenamente aceptado.
- IV. **Styles transformación celular.** Se utilizan células de mamíferos y permite cuantificar la capacidad de los carcinógenos potenciales para transformar líneas celulares normalizadas.
- V. **Toxicidad aguda sistémica vía oral LD50.** Permite determinar los efectos letales agudos de los agentes administrados a las ratas por vía oral.
- VI. **Toxicidad aguda sistémica intraperitoneal con IP-LD 50.** Permite determinar los efectos letales agudos de los agentes administrados a las ratas por vía intraperitoneal.
- VII. **Toxicidad por inhalación.** Permite determinar los efectos letales agudos de los agentes inhalados.

b. Pruebas secundarias o intermedias

- I. **Irritación de la membrana mucosa.** Permite determinar si un material puede inflamar las mucosas o la piel erosionada. Los cambios reconocidos en el tejido conectivo incluyen hiperemia, vasodilatación y filtración de células inflamatorias o hemorragias. El grado de respuesta se cataloga como nulo, mínimo, moderado y severo. Si la respuesta es severa no es aceptable el medicamento.
- II. **Toxicidad térmica por contacto frecuente.** Se realiza por vía intradérmica con parches adhesivos; si la inyección inicial produjo

hipersensibilidad, el parche provocará una respuesta inflamatoria, la cual es muy variable desde la ausencia de reacción a un eritema o una hinchazón muy intensa. El grado de reacción y el porcentaje son los parámetros que se utilizan para valorar la alergenidad del material.

- III. **Implante subcutáneo.** Se usa para estudiar aquellos materiales que estarán en contacto con el tejido subcutáneo o el hueso. Los resultados se pueden clasificar de tres formas: reacción mínima a las dos y doce semanas, ya que el tejido está bien organizado y sin inflamación; reacción moderada dos y doce semanas, con algunas células de inflamación como leucocitos, linfocitos y macrófagos; respuesta severa a las dos y doce semanas con distintas reacciones en el tejido, como fibrosis, continúa la presencia de neutrófilos y leucocitos, indicadores de una inflamación crónica. Si no presentan ninguna reacción se pueden usar en el ensayo preclínico en humanos. Si la reacción es moderada, se necesita cambiar algunos componentes irritantes. Si la reacción es severa es inaceptable.

- IV. **Implantes dentales en hueso.** Se emplean fundamentalmente tres pruebas: introducción de una sonda periodontal a lo largo de la superficie lateral de un implante; movilidad del implante y radiografías que permiten visualizar la integración ósea. Los implantes deben quedar completamente cubiertos por hueso, la formación de una cápsula fibrosa, es un signo de irritación y de inflamación crónica.

- V. **Por medio de inyección o aplicación tópica.** La respuesta se basa en la cantidad de animales que respondieron con sensibilidad.

c. Pruebas preclínicas o de uso:

- I. **Irritación de pulpa.** Se aplica en todos los materiales que van a ser usados en las restauraciones de una cavidad dentaria, la cual no presenta una exposición pulpar, como los medicamentos, acondicionadores de tejido, los liners y todos aquellos materiales usados como restauración en el diente; estos se colocan en cavidades clase V de primates y son evaluados por un periodo de 5, 30 y 90 días, obteniendo una respuesta de irritación severa con presencia de neutrófilos, eucinófilos y leucocitos.
- II. **Recubrimiento pulpar.** Se utiliza en dientes de primates para evaluar la respuesta de la pulpa ante el nuevo material en un periodo de 60 días, observando si hay hemorragia.
- III. **Materiales endodónticos.** Se realiza en primates o perros con un periodo de evaluación de 180 días hasta dos años, observando si hay una inflamación moderada, severa o nula.

Las pruebas in vitro permiten valorar los fenómenos degenerativos y necróticos iniciales, pero no las reacciones inflamatorias o crónicas. Las pruebas secundarias miden la degeneración y necrosis de las células del huésped, así como las reacciones inflamatorias e inmunitarias. En las pruebas de uso pueden existir barreras entre el material y los tejidos que pueden faltar en las pruebas selectivas. Debemos tener presente que cada tipo de prueba sirve para medir diferentes aspectos de la respuesta biológica

a los materiales y que no siempre podemos esperar que exista una correlación entre ellas.

5.5 Norma Internacional sobre la evaluación de la biocompatibilidad de los materiales (ISO 10993)⁵

Se publicó por primera vez en 1992. En el 2002 constaba de 16 partes, de las cuales hacía referencia a un área distinta de las pruebas biológicas. La parte tres se centra en la genotoxicidad, carcinogenicidad y en la toxicidad reproductiva, mientras que la parte cuatro aborda las pruebas sobre los materiales que interactúan con la sangre.

En la norma se tratan dos tipos de pruebas: las iniciales sobre toxicidad, sensibilización y toxicidad sistémica; y las suplementarias sobre toxicidad crónica, carcinogenicidad y biodegradación, además se hace referencia a algunas pruebas especializadas sobre los dispositivos, como la prueba de la barrera de dentina, para los materiales dentales de restauración.

Las pruebas iniciales se pueden realizar in vitro o con animales, mientras que las suplementarias se realizan en animales o personas. En esta norma, las pruebas de uso forman parte de las suplementarias.

En la parte uno del documento se ofrecen sugerencias para la elección de la prueba; dichas sugerencias se basan en el tiempo durante el cual el material estará presente, si va a entrar en contacto con la superficie del cuerpo, la sangre o el hueso.

⁵ Anusavice K. Philips Ciencia de los materiales dentales, versión en español de la 11ªed. de la obra en original en inglés Philips` Science of Dental Materials. 11ªed. Madrid, España. Editorial Elsevier Science. 2004. Pp 193-194.

La ISO 10993 sólo se ha publicado en parte y ampliará considerablemente las opciones para las pruebas de mutagenicidad.

También se está revisando el Documento 41 de ANSI/ADA para adecuarlo a la normatividad ISO 10993, ya que aquel se limita sólo a los dispositivos de odontología y la nueva versión, de referido documento, probablemente hará hincapié muy especial en las aplicaciones dentales que no están cubiertas por la ISO 10993. Sin embargo, existirán muchas similitudes entre ambas, tanto en sus principios como en su aplicación.⁶

⁶ Craig R. G. y otros.,. Materiales de Odontología Restauradora, Versión en español de la obra original en inglés, Restorative Dental Materials. 10ª ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace de España S.A. 1998. Pp 146-147.

CAPITULO 6.

BIOCOMPATIBILIDAD DE MATERIALES DENTALES

6. BIOCOMPATIBILIDAD DE MATERIALES DENTALES

El término biocompatible se entiende como armonía con la vida, sin efectos tóxicos o dañinos sobre las funciones biológicas. Todo material que va a emplearse en Odontología se mide a partir de la citotoxicidad localizada (como respuesta de la mucosa o pulpa); respuestas generalizadas, de alergenicidad y de carcinogenicidad.

Según estos criterios, los requisitos para biocompatibilidad de los materiales incluyen los siguientes aspectos: no deben ser peligrosos para la pulpa y los tejidos blandos, no deben contener sustancias tóxicas difusibles que puedan ser liberadas y absorbidas por el sistema circulatorio y causar respuesta generalizada. Deben estar libres de potenciales sensibilizantes que puedan causar respuestas alérgicas. No deben tener potencial carcinógeno. La ciencia de los biomateriales dentales debe fundamentarse en amplia información básica sobre ciertas consideraciones biológicas que se relacionan con el uso de los materiales diseñados para la cavidad bucal.

La colocación del material en el cuerpo crea una interfase que normalmente no está presente, la dinámica de estas interacciones determina tanto la respuesta biológica al material como la capacidad del mismo para sobrevivir o resistir la degradación o corrosión en el cuerpo. Esta interfase depende de la situación del material, de su duración en el cuerpo, de sus propiedades y de la salud del paciente.

Existen una serie de posibles reacciones biológicas a los materiales, se clasifican en:

- Tóxicas. Fue la primera reacción que se investigó. Los materiales pueden liberar sustancias en el cuerpo del paciente y la liberación en cantidades adecuadas puede provocar una reacción tóxica general.

- Inflamación; segundo tipo principal de respuesta biológica a un material. Implica la activación del sistema inmune del paciente para luchar frente a una amenaza. Esta reacción puede ser consecuencia de la toxicidad o de la alergia y, en ocasiones, precede a dicha toxicidad. Se caracteriza por el edema del tejido con una infiltración de células inflamatorias como los neutrófilos o los monocitos y otras células linfocíticas. La investigación actual sobre biocompatibilidad, intenta determinar si los materiales pueden causar o contribuir a que se produzca la inflamación del huésped, incluso cuando no es evidente que exista toxicidad. Es muy importante, debido a que las enfermedades pulpares y periodontales son, en su mayoría, respuestas inflamatorias crónicas e infecciones de larga duración.

- Alergia. Es producida cuando un cuerpo reconoce específicamente un material como un elemento extraño y reacciona, de manera desproporcionada a la cantidad de material existente. Hay seis tipos, los cuales son:
 - I. Se refiere a la reacción atópica o anafiláctica inmediata, que se produce cuando un antígeno interactúa con mastocitos o basófilos.
 - II. Reacción de hipersensibilidad citotóxica.
 - III. Reacción inmune compleja de hipersensibilidad.
 - IV. Indica una hipersensibilidad retardada o modulada por una célula.
 - V. Reacción de estimulación del anticuerpo.
 - VI. Reacción de citotoxicidad de regulado por una célula y que depende del anticuerpo.

- Mutagénica; se produce cuando los componentes de un material alteran las secuencias de la pareja de las bases del ADN de las células, pueden ser causadas por las interacciones directas entre una sustancia y el ADN o indirectamente por las alteraciones de los procesos celulares que mantienen la integridad del ADN. La mutagenicidad no implica carcinogenicidad, ya que muchas mutaciones se pueden reparar y otras son irrelevantes. Actualmente se ha demostrado que ningún material dental empleado con pacientes es carcinogénico.

Cualquier material empleado en un cuerpo puede desencadenar efectos biológicos locales, es decir, en el periodonto, la pulpa dental, el ápice radicular o los tejidos orales cercanos (la mucosa bucal o la lengua); también puede provocar efectos biológicos sistémicos, mediante ingestión y por absorción del intestino, inhalación del vapor, por liberación del ápice dental o por absorción a través de la mucosa oral, esta depende de la duración y concentración de la exposición, la tasa de excreción de la sustancia y el lugar de la exposición.

Existen dos factores claves para determinar la biocompatibilidad de un material. El primero incluye varios tipos de corrosión metálica u otros tipos de degradación del material; la respuesta biológica a los productos corrosivos, depende de la cantidad, composición y forma de dichos productos, así como de su ubicación en los tejidos. Puede ser visible o invisible a simple vista. El segundo factor son las características de su superficie, estas pueden afectar las propiedades de corrosión del material o influir por diferentes vías en la biocompatibilidad; la superficie rugosa fomenta la corrosión al adherir bacterias y promover la inflamación periodontal o la caries.

Los límites entre las reacciones tóxicas, inflamatorias, alérgicas y mutagénicas van desapareciendo a medida que se avanza en el conocimiento sobre la manera de interactuar de los materiales y las células.

Existen aspectos específicos de la anatomía oral que influyen en la biocompatibilidad de los materiales, como son, la anatomía de los dientes, la unión periodontal y el medio periapical, complejo esmalte-dentina-pulpa que representa una simbiosis única de tejidos mineralizados y células. Debido a que muchas restauraciones dentales están cerca o en la zona de unión periodontal, la biocompatibilidad de estos materiales puede influir en la arquitectura normal o en la capacidad del cuerpo para defenderse de las bacterias que pueden provocar una enfermedad.

La biocompatibilidad de una restauración se ve alterada por el proceso de filtración que puede causar una serie de consecuencias indeseables. En primer lugar, permitir que las bacterias alcancen la pulpa y provoquen una infección; en segundo lugar, producir la ruptura del material exponiendo el remanente dentario a la cavidad bucal y por último teñir los márgenes de la restauración, haciéndola estéticamente inaceptable.

La función o uso de un material en el cuerpo, influye notablemente en la naturaleza de la respuesta biológica que provoca. Hay varios factores que deben tenerse en cuenta al intentar medir dicha respuesta, entre ellos tenemos la ubicación del material, ya que aquellos que se encuentran debajo del periodonto deberán estar más controlados que aquellos que no penetren en el epitelio, igualmente los materiales que penetran en el esmalte, deberán estar más controlados que los que no penetran en él. Finalmente son

importantes las fuerzas aplicadas sobre el material para obtener una respuesta biológica, las cuales pueden ser físicas, químicas o térmicas.¹

6.1 Biocompatibilidad de la porcelana

Las porcelanas dentales, actualmente conocidas como cerámicas dentales, hasta hace unos años eran materiales relativamente débiles, ya que requerían de la ayuda de una subestructura de metal; sin embargo, derivado de los estudios realizados, estos materiales de cerámica contienen metales en forma de óxidos que se agregaron para darle fuerza y mejorar su aspecto.

Es por ello el interés de estudiar el comportamiento que tienen estos materiales en la cavidad bucal. Mencionaremos algunos estudios realizados sobre dichos materiales, a efecto de profundizar más en el tema.

Se ha demostrado que la ingesta de sustancias ácidas puede alterar la corrosión de las cerámicas, modificando la interfase biológica. Teniendo como consecuencia la filtración de sustancias que se encuentran dentro de la cavidad bucal, sin embargo estudios muestran que las porcelanas presentan una buena adaptación marginal.²

Se entiende por ajuste marginal la exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación, previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria. Los ajustes marginales clínicamente aceptados oscilan entre 25 y 129 μm , con un promedio de

¹ Anusavice K. Philips Ciencia de los materiales dentales, versión en español de la 11ªed. de la obra en original en inglés Philips` Science of Dental Materials. 11ªed. Madrid, España. Editorial Elsevier Science. 2004. Pp 173-194.

² Beschnidt SM. Evaluation of the Marginal Accuracy of Different All.-Ceramic Crown Systems after Simulation in the Artificial Mouth, Journal of Oral Rehabilitation 1999; 26: 582-593.

alrededor de 70 µm para restauraciones cementadas y estas dependerán según el material empleado.

Odman y Andersson³, en un estudio hecho sobre Procera AllCeram, publicaron que la integridad marginal fue calificada de aceptable a excelente en el 92% de los casos. Se presentaba sangrado en la encía de 35% de los dientes en coronas y en un 27% de los dientes contralaterales.

Ji-hua Chen, Chang-xi Shi y otros, en un estudio realizado sobre la evaluación clínica en carillas de porcelana sobre 546 dientes manchados por tetraciclina después de 0.5, 1.5 y 2.5 años, encontraron que el 99% presentaban una excelente adaptación marginal y que el color había permanecido estable después de ese tiempo, llegando a la conclusión de que este material era una excelente opción para restaurar dicha alteración.⁴

Otros estudios⁵ han examinado la adaptación marginal de las carillas cerámicas sobre dentina en los márgenes cervicales y en esmalte, usando diferentes cementos duales en dientes humanos sin caries sumergidos en una solución al 0.1% de timol después de la extracción, refrigerados a 4° C y termociclados en una máquina; se llevó a cabo la preparación y restauración con diversos cementos duales y fueron analizadas cuantitativamente los márgenes y la penetración en seco. Los resultados mostraron una adaptación marginal favorable tanto en esmalte como en dentina usando Sono-Cem, Variolik Ultra o Variolink High Viscosity.

Se dice que la resistencia y biocompatibilidad están garantizadas por la alta pureza (mayor al 99.9%) y completa saturación de AL2 O3. 300

³ Odman P., Andersson B. Procera AllCeram Crowns Followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study. *Int. J Prosthodont* 2001; 14:504-509

⁴ Ji-hua Chen, Chang-xi Shi, et al. Clinical Evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers, *Journal of Dentistry* 2005; 33: 3-8

⁵ Christgau, Friedl, et al. Marginal Adaptation of Heat-pressed Glass-Ceramic Veneers to Dentin in Vitro and Marginal Adaptation of Heat-pressed Glass-Ceramic Veneers to Class 3 Composite Restorations in Vitro *Operative Dentistry* 1999; 24: 137-146 y 233-244.

restauraciones totales de cerámica fueron colocadas a 165 pacientes entre 1994 y 1998; a finales del 2000, Los pacientes fueron llamados para valorarlos con respecto a la reacción del periodonto. Estudios in vitro revelaron una adaptación marginal de 30µm y en la parte más profunda de la terminación, la distancia se incrementó a 135 µm. En el estudio clínico, sólo una restauración se fracturó. Después del pulido, no hubo reclamaciones por ningún paciente, pero de los pacientes que regresaron el 1.8% de los márgenes fueron valorados como inaceptables, mientras que los dentistas valoraron como excelente la superficie, color y anatomía del 72 y 78% de las restauraciones.

El control periodontal entre las pruebas y control de placa no mostró diferencia visible entre un margen supragingival y subgingival.⁶

Las porcelanas retienen menos placa que otros materiales restauradores en esmalte, ya que la placa es removida más rápidamente debido a las superficies de este material. Basados en las observaciones, se ha encontrado una reacción positiva en los tejidos gingivales. Y se ha confirmado en las carillas de porcelana.

No se espera ninguna respuesta periodontal en los dientes restaurados con porcelana; la adecuada higiene oral de los pacientes y el buen acabado marginal son factores importantes para una buena salud periodontal.⁷

Todos los materiales estudiados presentan una excelente biocompatibilidad y comportamiento en el ambiente oral. Entre otras cosas, un menor sobrecontorneado de márgenes, junto con el mínimo acúmulo de placa y una superficie perfectamente lisa, ya que en estos materiales no existe

⁶ Naert A, et al Precision of fit and clinical evaluation all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005; 32: 51-57.

⁷ Peumans M. Van Meerbeek B, et al. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*; 2000; 28: 163-177.

solubilidad química que generen grietas y actúen como nichos que retengan la placa dental (la ADA permite una pérdida máxima de peso de 0.5% para porcelanas reforzadas y otras normas permiten un pérdida máxima de 2000 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$).

La biocompatibilidad de las nuevas cerámicas dentales no ha sido estudiada con el escrutinio que se ha aplicado a las aleaciones y resinas; ésta es crítica debido a que están en un contacto muy cercano con los tejidos orales por periodos muy extensos. 5 porcelanas, de las cuales 2 son feldespáticas (Vita Omega y Duceragold) 2 de silicato de litio (Stylepress y Empress-2) y una de leucita (Empress-1), fueron examinadas en su habilidad mitocondrial por la actividad de la deshidrogenasa después de su fabricación, usando tetrasolium; posteriormente fueron pulidas. Las respuestas celulares fueron comparadas con politetrafluoro-etileno, dando como resultados que inicialmente, las dos bases de cerámica leucita feldespática y uno de los disilicatos cerámicos de litio, causaron supresión media. En contraste, el segundo material de disilicato de litio fue severamente citotóxico a las células. La evaluación en el núcleo de los cerámicos no es muy común en la literatura, sin embargo, existen algunos estudios que han demostrado cambios en el núcleo de estos. La evaluación de los núcleos de las cerámicas es complicada por los cambios térmicos de oxidación, sus elementos y la baja sensibilidad de las técnicas tales como la absorción atómica espectroscópica, los constituyentes comunes de la cerámica tales como aluminio, silicón, sodio y potasio.

La relevancia de los test biológicos in vitro para el uso de los materiales in vivo es siempre un significativo problema. Los resultados en este estudio sugieren, el uso clínico de medidas que tienden a ser aplicadas en las restauraciones dentales con aleaciones y otros materiales (composites y amalgamas). Estos materiales cerámicos tienen bajos riesgos de citotoxicidad. Una posible excepción podría ser el material Empress-2, el cual improvisa con el paso del tiempo una ligera citotoxicidad si no es pulido

adecuadamente. Otros aspectos de la respuesta biológica in vivo, tales como alergias, inflamación y mutación genética no pueden ser comprobados como resultados de este estudio.

Las respuestas celulares in vitro en comparación con algunos tipos de cerámicos dentales utilizados últimamente no son equivalentes y no son siempre favorables. Con el paso del tiempo los materiales en condiciones biológicas pueden producir respuestas celulares; sin embargo, estas respuestas pueden ser negativas en algunos materiales si la superficie presenta microfiltraciones de consideración. Aplicando estándares, estos test han sido utilizados de una manera similar a la que se evalúan otros materiales dentales, incluyendo Vita Omega, Duceragold, Stylepress y Empress-1, no acarrear riesgo biológico.⁸

El estudio realizado en enero de 1999 de IPS Empress nos habla sobre la evaluación toxicológica para pacientes, pues mediante un test de contacto celular directo se analizó la citotoxicidad in vitro del material, mostrando que la cerámica dental, a diferencia de otros materiales, no provoca ninguna reacción negativa en contacto con la mucosa. Se llegó a la conclusión que dicho material puede descartar cualquier riesgo a la salud de todas aquellas personas que entran en contacto con el producto, excluyéndose las afecciones crónicas como las agudas.⁹

Las cerámicas son combinaciones de óxidos metálicos; estos materiales se emplean fundamentalmente para fabricar barras endoóseas, para recubrir implantes laminares endoóseos metálicos o para fabricar implantes o cilindros radiculares. La mayoría de los materiales cerámicos tienen efectos

⁸ Messer R. Lockwood P. In vitro citotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. Journal of Prosthetic Dentistry, 2003, Nov; 90 (5): 452-458.

⁹ Estudio realizado por Ivoclar Vivadent

tóxicos muy leves sobre los tejidos, ya sea por que están en estado oxidado o porque son resistentes a la corrosión. En conjunto, tienen una toxicidad muy baja y no son inmunógenos ni carcinógenos.

El hidroxiapatito es un fosfato cálcico poco absorbible que se ha utilizado como recubrimiento para los implantes de titanio. Los estudios realizados indican que favorece la unión del hueso con el implante.¹⁰

La superficie de las cerámicas no sólo permite la osteointegración, sino que también parece fomentar la formación de hueso a través de la disolución del cristal y de la corrosión de elementos inorgánicos.¹¹

El documento científico de IPS Empress-2 menciona que se mostró por medio de pruebas de implantes que la cerámica glaseada sólo causa una reacción inflamatoria mínima, irritando mucho menos que otros materiales dentales aceptados como el oro y la resina. Dado que prácticamente puede excluirse una irritación directa de las células de la mucosa, las posibles irritaciones se deberán, generalmente, a problemas mecánicos.

¹⁰ Craig R. G. y otros,. Materiales de Odontología Restauradora, Versión en español de la obra original en inglés, Restorative Dental Materials. 10ª ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace de España S.A. 1998. Pp 165.

¹¹ Anusavice K. Philips Ciencia de los materiales dentales, versión en español de la 11ªed. de la obra en original en inglés Philips` Science of Dental Materials. 11ªed. Madrid, España. Editorial Elsevier Science. 2004. Pp 179.

CONCLUSIONES

Una vez que hemos estudiado las porcelanas como material dental y la biocompatibilidad que presentan con el tejido dentario, es necesario puntualizar en algunos aspectos, principalmente sobre este último tema, objeto de nuestro estudio.

Hemos mencionado que actualmente la porcelana como material de restauración ha tenido una demanda que va en incremento, ya que por sus propiedades ha proporcionado una mejor estética; sin embargo, las diversas casas que se encargan de comercializar dicho material se han preocupado más por dar a conocer sus aspectos físicos y químicos y no así, sus efectos biológicos.

A pesar de que existen mecanismos de regulación sobre los lineamientos que deben cumplir los materiales dentales en cuanto a su biocompatibilidad, no existe un vínculo jurídico que sancione la omisión de realizar las diversas pruebas y estudios que determinan el grado de compatibilidad del material con el sistema biológico, solamente no se le otorga la certificación.

Esta situación coloca en una vulnerabilidad el aspecto ético que debemos guardar los profesionales de la Odontología en cuanto a cuidar la salud bucal de las personas, ya que es obligación de los cirujanos dentistas, el sólo consumir productos que lleven la certificación y aprobación de estas instituciones.

Siempre es complicado definir la influencia de los materiales dentales sobre las estructuras periodontales, por la inflamación que se produce en la enfermedad de dicho órgano, la fuerza masticatoria (oclusales) que deforman

el ligamento periodontal y el hueso de soporte. En ocasiones es difícil determinar con certeza si la inflamación de esta zona es una consecuencia de la enfermedad periodontal, del trauma oclusal, del material o de la combinación de estos factores.

Diversas investigaciones han hecho intentos por definir estos aspectos comentados; sin embargo, entre ellas han existido contradicciones.

Todos los estudios que revisamos concluyen que el ajuste marginal es óptimo, pues evita la inflamación de encía y mucosa adyacente. En uno de ellos encontramos que puede existir corrosión de las cerámicas por ingesta de sustancias ácidas y teniendo como consecuencia la filtración de sustancias al interior del diente.

En otro estudio se concluyó que, gracias a la superficie lisa que muestra la porcelana, no hay acúmulo de placa, evitando así la inflamación del periodonto y dando como resultado una mayor longevidad de dicha restauración.

En otro más, se llegó a la conclusión de que un material compuesto por disilicato de litio, improvisa con el paso del tiempo, una ligera citotoxicidad si no es pulido adecuadamente. En otro, se mostró toxicidad muy baja sin ser inmunogénico ni carcinógeno cuando se utiliza como recubrimiento de implantes.

La mayoría de los estudios que se han realizado sobre biocompatibilidad de las porcelanas en el diente, exploran aspectos que, a nuestro juicio, son secundarios, pues mientras tratan de determinar cómo reaccionan las porcelanas en sus propiedades físicas o químicas, la compatibilidad se valora como un elemento anexo y sobreentendido en las investigaciones. De

ahí la necesidad de ahondar más en su estudio y que se tomen las características biológicas como un factor prioritario, pues la porcelana entra en un contacto directo, en muchas ocasiones, con el tejido dentario por un periodo prolongado.

Sabemos que no existe el material ideal, ni el que sea totalmente biocompatible con el tejido, es por ello que día a día se realizan investigaciones que nos permitan determinar y encontrar el que más se aproxime y menor daño cause, pues tenemos la certeza de que todo elemento extraño ocasiona una respuesta en nuestro organismo.

Derivado del estudio que realizamos, nos pudimos percatar que la información de biocompatibilidad de los materiales que se maneja en las casas comerciales, no es de fácil acceso para su consulta. Pero existen los conductos que nos llevan a la obtención de ella.

Hasta ahora, las porcelanas como material dental han resultado biocompatibles, pues no han presentado reacciones secundarias clínicas. Sin embargo, podemos concluir que la biocompatibilidad depende del estado de salud del paciente, de las propiedades del material y del contexto en el que se utiliza. En consecuencia, no podemos decir que, aunque un material sea biocompatible como un implante, también se podrá utilizar para una corona o una prótesis.

La respuesta biológica de la porcelana depende de la interacción que resulta de la interfase biológica creada cuando el material se coloca en el diente; por ello, la importancia de su estudio.

FUENTES DE INFORMACIÓN

BIBLIOGRAFÍA

- Anusavice K. Philips Ciencia de los materiales dentales, versión en español de la 11ª ed. de la obra en original en inglés Philips` Science of Dental Materials. 11ª ed. Madrid, España. Editorial Elsevier Science. 2004.
- Ascheim KW., Dale B.G. Odontología Estética. Una aproximación clínica a las técnicas y los materiales, versión en español de la segunda edición de la obra original en inglés. 2ª ed. Madrid España. Editorial Mosby. 2002.
- Barrancos J. Operatoria Dental. 3ª ed. Argentina, Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana. 2002.
- Bottino M, et al. Estética en rehabilitación oral, Oral Meta Free. 1ª ed. Sao Paulo, Brasil. Editora Artes Médicas Ltda. 2001.
- Campos A. Rehabilitación Oral y Oclusal Vol I. 1ª ed. Madrid España, Ediciones Harcourt S.A. 2000.
- Chaberneau G.T, et al. Operatoria Dental, principios y práctica, versión traducida del título original en inglés Principles and Practice of Operative Dentistry. 2ª ed. Argentina. Editorial Médica Panamericana. 1984.

- Chiche G.J, Pinault A. Prótesis Fija Estética en dientes anteriores, versión española de la obra original en lengua inglesa Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics. 1ª ed. Barcelona, España. Editorial Masson. 2000.
- Cova J.L. Biomateriales Dentales. 1ª ed. Colombia. Ediciones AMOLCA (Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas) 2004.
- Craig R.G et al. Materiales de Odontología Restauradora, versión en español de la obra original en inglés Restorative dental materials. 10ª ed. Madrid, España. Editorial Harcourt Brace de España S.A. 1998.
- Dieder D, Spreafico R. Restauraciones adhesivas no metálicas, conceptos actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores. Versión española de la obra original en lengua inglesa Adhesive Metal-Free Restorations: current concepts for the esthetic treatment of posterior teeth. 1ª ed. Barcelona, España. Editorial Masson S.A. 1998.
- Dietschi D, Spreafico R. Restauraciones adhesivas no metálicas. Conceptos Actuales para el tratamiento estético de los dientes posteriores. 1ª ed. Barcelona, España. Editorial Masson, S.A. 1998.
- Guzmán Báez H. Biomateriales odontológicos de uso clínico 3ª ed. Colombia. Ediciones Ecoe. 2003.
- Howard W. Atlas de Operatoria dental, título original de la obra Atlas of Operative Dentistry. 3ª ed. Santa Fé de Bogota. Editorial El Manual Moderno, S.A de C.V. 1980.

- Macchi RL. Porcelana en Materiales dentales. 3ª.ed. Buenos Aires. Editorial Médica Panamericana 2000.
- Malone P.W. Manejo de tejidos en odontología restaurativa. 1ª ed. México. Editorial El Manual Moderno. 1985.
- Mezzomo E. Rehabilitación Oral para el Clínico. 1ª ed. Colombia. Editorial Actualidades Médicas Odontológicas Latinoamericanas. C.A. 2003.
- Pegoraro L.F. et al. Prótesis Fija. 1ª ed. Brasil. Editorial Artes Médicas Latinoamericanas. 2001.
- Rosenstiel S.F. y otros. Prótesis Fija, procedimientos clínicos y de laboratorio, versión española de la obra original norteamericana Contemporary Fixed Prosthodontics. 1ª ed. Barcelona España. Editorial Salvat. 1991.
- Shillingburg H, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of Tooth Preparations for Cast Metal and Porcelain Restorations. 1ª ed. España. Editorial Actualidades Médico Odontológicas Latinoamericanas, C.A. 2000.

Artículos

- Álvarez MA, Peña JM, González IR, Olay MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE 2003; 8 (5):525-546.

- Aristidis GA, Dimitra B. Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers. *Quintessence Int.* 2002 Mar; 33 (3):185-189.
- Beschmidt SM. Evaluation of the Marginal Accuracy of Different All-Ceramic Crown Systems after Simulation in the Artificial Mouth, *Journal of Oral Rehabilitation* 1999; 26: 582-593.
- Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal Esthetic Restorative Dentistry.* 2003; 15 (1): 10-23; discussion 24.
- Christgau, Friedl, et al. Marginal Adaptation of Heat-pressed Glass-Ceramic Veneers to Dentin in Vitro and Marginal Adaptation of Heat-pressed Glass-Ceramic Veneers to Class 3 Composite Restorations in Vitro *Operative Dentistry* 1999; 24: 137-146 y 233-244.
- Craig RG, Hanks CT. Reaction of fibroblast to various dental casting alloys. *Journal Oral Pathology.* 1998 Aug; 17 (7): 341-347.
- Ferrari M, Mason PN, Creugers NH. Influence of tissue characteristics at margins on leakage of class II indirect porcelain restorations. *Am J Dent.* 1999 Jun; 12 (3): 134-142.
- Ji-hua Chen, Chang-xi Shi, et al. Clinical Evaluation of 546 tetracycline-stained teeth treated with porcelain laminate veneers, *Journal of Dentistry* 2005; 33: 3-8.
- Kawahara H. Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *Int Dentistry J.* 1983. Dec; 33 (4): 350-375.

- Krämer N, et al. IPS Empress inlays and onlays after four years – a clinical study. *Journal of Dentistry*. 1999. 27: 325-331.
- Lemons J, Nettiella J. Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. *Dental Clinic North America*. 1986. Jan; 30 (1): 3-23.
- Limberger F, Lenz E. Biological evaluation of In-Ceram-ceramics compared to cobalt-base-alloys and the metals titanium, tantalum and niobium in animal experiments. *Dtsch Stomatol*. 1991; 41 (11): 407-410.
- Messer R.L, Lockwood P. In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003, Nov; 90 (5): 452-458.
- Naert A, et al. Precision of fit and clinical evaluation all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005; 32: 51-57.
- Nixon R.L. Mandibular ceramic veneers: an examination of diverse cases integrating form, function and aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1995, jan; 7 (1): 17-26.
- Odman P., Anderss B. Procera AllCeram Crowns Followed for 5 to 10.5 years: A prospective clinical study. *Int. J Prosthodont* 2001; 14:504-509.
- Peumans M. Van Meerbeek B, et al. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of Dentistry*; 2000; 28: 163-177.

Otras fuentes

- Documento 41 de la ANSI/ADA
- Estudio realizado por Ivoclar Vivadent sobre sus porcelanas.
- <http://www.medilegis.com/BancoConocimiento/O/Odontologica-v1n2-materials>
- <http://www.uv.es/estomatologia/ejdr/gifs/4-8.gif>
- http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=s0001_636520
- <http://www.fut.es/~massague/periodoncia/periodoncia.html>
- <http://www.iqb.es/odonto/atlas/glosario/encia.htm>
- http://www.dentalexcellence.co.nz/services/Dental_hy...
- <http://www.forp.usp.br/mef/histologia/conteudo/esmalte/standar3/aulo practica.htm>
- Fotografías tomadas de las páginas de internet anteriormente mencionadas y de el libro Bottino M, et al. Estética en rehabilitación oral, Oral Meta Free. 1ª.ed. Sao Paolo, Brasil. Editora Artes Médicas Latinoamericanas. 2001