



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE  
MÉXICO**

---

---



**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**EVOLUCIÓN DE LOS MATERIALES EMPLEADOS  
EN LA ELABORACIÓN DE DIENTES  
ARTIFICIALES EN MÉXICO  
(1900 A LA FECHA).**

**T E S I N A**

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE**

**CIRUJANO DENTISTA**

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

**VÍCTOR ANTONIO GONZÁLEZ JIMÉNEZ**

**TUTORA:**

**C.D. Y LIC. EN HIST. MARTHA VICTORIA DÍAZ GÓMEZ**

CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX,

.....

2016



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



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

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

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

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



**Esta obra se la quiero dedicar a todas las personas que me apoyaron durante todo este tiempo ya que han sido y serán parte fundamental de mi preparación profesional.**

**A mi madre le viviré siempre agradecido por las palabras de consuelo y el apoyo moral que me brindo durante los momentos más difíciles, así como esas tantas veces que tuvo que ser paciente en alguna de las diferentes clínicas.**

**Le agradezco al dermatólogo Gustavo González por que sin duda su presencia influyó notablemente en mí para que me decidiera por una licenciatura del área de la medicina. Le doy las gracias por tantas platicas y cuestionamientos que me ayudaron a fortalecer mis conocimientos; a ti padre sólo puedo decirte gracias porque me orillaste a no rendirme por difíciles que se pusieran las cosas.**

**Para mis hermanos les dedico este éxito porque me soportaron en tantos y tantos cambios de humor, y siempre fueron un fiel apoyo como pacientes. Cada uno siempre me regalo una pequeña parte de ustedes y siempre la llevare con migo a donde quiera que el viento me lleve. La paciencia del león para soportar las inclemencias, las ideas disparatadas y siempre vanguardistas del escorpión, y la calma del caballo humano.**

**Al profesor Víctor Escobar porque su llegada en mi camino me dio la oportunidad de ver realmente que si uno se esfuerza y persevera no hay imposibles.**

**A mis amigos que son pocos pero muy importantes por qué me aceptaron y muchas veces me sacaron de mi cascarón. Jesús Dávila gracias, no se necesita tener la misma sangre para sentirse**



familia y tu manera de ver la vida me ayudó a entender que sólo somos personas y cada quien escoge como quiere que la gente te mire, Rogelio Laos, a ti amigo, porque siempre encontraste la manera de apoyarme para terminar la carrera y esas cascaras de fut. de la facultad algún día podré contárselas a alguien, y la oportunidad de trabajar en “Panamedica” en más de una ocasión me hicieron ver a que te enfrentas en el consultorio. A los “carminastilla”, tantas risas y glorias de trabajo en equipo para que nos luciéramos en alguna presentación, siempre como buen paliativo la música para encontrar calma.

A todas las personas que en el camino se fueron y que a su manera siempre confiaron en que podría lograr este sueño, Tío Efrén arrieros somos y en el camino andamos, ya será en otra vida visitar el carnaval de Veracruz, sé que siempre me vio como a un hijo así que con cariño se lo brindo.

Dany, muchas gracias por todo el apoyo que estos últimos tres años me has dado, has sido una buena amiga y excelente novia no terminaría de agradecerte la oportunidad que me brindaste para poder terminar, y no hallando una forma mejor de recompensarte por el momento, quiero que veas que tanto esfuerzo y sacrificio han valido la pena.

Por ultimo quiero agradecer a todos los que en algún momento fueron mis pacientes, porque gracias a ellos, a su valentía y su paciencia es que pude concluir la parte clínica, a mis profesores porque me brindaron una parte de sus conocimientos y experiencias para atender a mis pacientes, también quiero agradecer a esta hermosa institución y a la UNAM porque me dio la oportunidad de volverme un profesional. Le agradezco a la Dra. Martha Victoria Díaz Gómez por ser mi tutora y ayudarme con todas



mis dudas y correcciones, a la Dra. María de Lourdes Mendoza Ugalde, por su ayuda para diseñar esta obra, también a la Dra. María Luisa Cervantes Espinoza por toda la paciencia que tuvo conmigo y por aceptarme en el seminario.

*La mediocridad vuelve cristalina la voluntad del hombre, no basta con creerse diferente, hay que levantarse mil veces para conseguir un sueño por eso:*

***¡ANTES MUERTO QUE DEJAR DE SOÑAR!***



## ÍNDICE

<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>9</b>
<b>OBJETIVO .....</b>	<b>10</b>
<b>CAPÍTULO 1 ANTECEDENTES DE LOS MATERIALES EMPLEADOS EN LA ELABORACIÓN DE DIENTES ARTIFICIALES.....</b>	<b>11</b>
1.1 Dientes artificiales utilizados antes del siglo XIX .....	12
1.2 La influencia de la odontología Estadounidense en México ..	15
1.2.2 Inicios del siglo XIX .....	18
1.2.3 Finales del siglo XIX .....	19
1.3 Inicios del siglo XX.....	20
1.4 Materiales empleados en la época en que se inauguró la primera escuela de odontología en México. ....	21
<b>CAPÍTULO 2 METALES UTILIZADOS EN LA FABRICACIÓN DE DIENTES ARTIFICIALES .....</b>	<b>25</b>
2.2 Aleaciones .....	28
2.3 Solidificación de los metales .....	28
2.4 Mecanismos de cristalización .....	29
2.5 Tamaño del grano .....	29
2.6 Control del tamaño del grano.....	30
2.7 Límite de los granos .....	30
2.8 Constitución de las aleaciones .....	30
2.9 Clasificación de las aleaciones .....	31
2.10 Corrosión de las aleaciones dentales .....	32
2.11 Corrientes galvánicas .....	32
2.12 Características de las coronas de aleaciones vaciadas .....	33
<b>CAPÍTULO 3 MATERIAL CERÁMICO PARA CONFECCIONAR .....</b>	<b>37</b>
<b>DIENTES ARTIFICIALES .....</b>	<b>37</b>
3.1 Definición .....	37



<b>3.2 Contexto histórico</b> .....	38
<b>3.3 Composición de la cerámica</b> .....	39
3.3.1 Feldespato .....	39
3.3.2 Sílice .....	40
3.3.3 Caolín .....	40
<b>3.4 Tipos de coronas anteriores completas para dientes vitales</b> ...	42
3.4.1 Coronas jacket de porcelana .....	42
3.4.2 Coronas Ceramometálicas .....	44
• VENTAJAS .....	45
• DESVENTAJAS .....	46
<b>3.5 Otros tipos de coronas anteriores completas</b> .....	47
3.5.1 Coronas de porcelana unidas a platino.....	47
3.5.2 Coronas de oro con carillas de acrílico .....	48
3.5.3 Coronas de carillas de composite.....	48
3.5.4 Coronas jacket de acrílico.....	48
<b>3.6 Coronas anteriores en dientes endodonciados</b> .....	49
3.6.1 Perno muñón y corona independiente .....	50
3.6.2 Corona con perno en una sola pieza .....	50
<b>3.7 Coronas anteriores parciales</b> .....	51
3.7.1 Ventajas de las coronas parciales .....	51
3.7.2 Desventaja de las coronas parciales .....	52
<b>3.8 Coronas (tres cuartos)</b> .....	52
<b>3.9 Coronas posteriores completas</b> .....	52
3.9.1 Coronas ceramometálicas .....	53
3.9.2 Coronas cerámicas .....	54
<b>3.10 Coronas posteriores parciales (coronas tres cuartos)</b> .....	54
3.10.1 Ventajas.....	55
3.10.2 Desventajas .....	55
<b>3.11 Otros tipos de coronas posteriores parciales</b> .....	55
3.11.1 Onlay .....	56
<b>3.12 Cerámicas de gran resistencia</b> .....	56
3.13.1 Defectos de fabricación .....	57
3.13.2 Grietas superficiales .....	58
3.13.3 Refuerzo Cristalino .....	58
3.13.4 Reforzamiento químico .....	59



3.13.5 Transformación inducida por la tensión .....	59
3.13.6 Glaseado .....	60
3.13.7 Prevención de la corrosión por la tensión .....	60
3.14.1 Método de fabricación.....	61
<b>3.15 Cerámicas infiltradas .....</b>	<b>62</b>
3.15.1 Método de fabricación.....	63
<b>3.16 Cerámicas termoprensadas .....</b>	<b>64</b>
3.16.1 Base de leucita .....	65
3.16.2 Método de fabricación.....	65
3.17.1 Sistemas CEREC.....	66
<b>3.19 Sistema procera AllCeram .....</b>	<b>68</b>
3.19.1 Método de fabricación.....	69
<b>3.20 Sistema LAVA .....</b>	<b>69</b>
<b>3.21 Sistemas reforzados con metal.....</b>	<b>70</b>
<b>3.22 Sistema CAPTEK .....</b>	<b>70</b>
3.22.1 Método de fabricación.....	70
<b>3.23 Revestimiento labial de porcelana.....</b>	<b>71</b>
3.23.1 Fabricación .....	71
<b>3.24 Inlays y onlays .....</b>	<b>72</b>
<b>3.25 Restauraciones con base totalmente de cerámica .....</b>	<b>72</b>
<b>3.26 Cerámicas adhesivas .....</b>	<b>72</b>
<b>CAPÍTULO 4 DIENTES ARTIFICIALES DE RESINA</b>	
<b>ACRÍLICA .....</b>	<b>74</b>
4.1 Definición .....	74
4.2 Materiales y moldeo de fabricación de los dientes de .....	74
Resina acrílica .....	74
4.2.1 Moldeo por Colada.....	74
4.2.2 Moldeo por compresión .....	76
4.2.3 Moldeo por transferencia .....	77
4.2.4 Moldeo por Inyección.....	77
4.2.5 Moldeo por extrusión .....	79
<b>4.4 Resinas IPN.....</b>	<b>81</b>
<b>4.5 Resina compuesta.....</b>	<b>82</b>
4.5.1 Macro rellenos .....	82
4.5.2 Micro relleno .....	82
4.5.3 Híbridas .....	83





4.6.1 Anatómico.....	84
4.6.2 Semianatómicos .....	84
4.7.1 Cuadrada .....	85
4.7.2 Triangular.....	86
4.7.3 Ovalada .....	86
<b>CONCLUSIONES .....</b>	<b>87</b>
<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>90</b>



## INTRODUCCIÓN

La pérdida y ausencia de piezas dentales ha dado espacio para la fabricación de dentaduras y de prótesis dentales, que a lo largo de los años y con el avance y surgimiento de nuevos biomateriales sin duda han ayudado a mejorar los resultados en los trabajos de rehabilitación y fabricación de dentaduras y de dientes artificiales.

La práctica odontológica actual dispone de una amplia gama de dientes artificiales de diferentes tonos, tamaños, formas y materiales; y los podemos encontrar sin ninguna dificultad en cualquier depósito dental, en distintas marcas y a diferentes precios.

Pero no siempre los materiales fueron accesibles como los son ahora. Y es importante destacar cómo es que los dientes artificiales evolucionaron a partir de los que se conseguían de otro ser humano o de marfil previamente tallado para ser utilizados como prótesis dental.

Los avances tecnológicos y la tendencia de crear e innovar constantemente, han llevado al hombre a descubrir diferentes maneras de hacer un mismo trabajo, y en ese maravilloso mundo de la mente humana siempre habrá quien encuentre como crear o mejorar algo. Esto le ha ocurrido a la prótesis dental a través de los años y por eso podemos encontrar resultados inimaginables años atrás. No hay comparación entre los dientes artificiales utilizados en el siglo XIX, con las prótesis elaboradas en el siglo XXI.

El propósito de esta tesina es identificar los avances que ha tenido la odontología en el área de los biomateriales dentales utilizados en la prótesis dental, de principios del siglo pasado a la fecha.



## OBJETIVO

Identificar la evolución secuencial que han tenido los diferentes materiales utilizados para la elaboración y confección de los dientes artificiales que se han utilizado desde los años 1900 hasta la fecha.



## CAPÍTULO 1

### ANTECEDENTES DE LOS MATERIALES EMPLEADOS EN LA ELABORACIÓN DE DIENTES ARTIFICIALES

Considero importante conocer la evolución de la odontología, ya que día a día se implementan nuevas estrategias, que con la ayuda de la tecnología y de las ciencias afines a la odontología, avanzan para confeccionar cada vez restauraciones y rehabilitaciones con mejores materiales y herramientas para devolver la función masticatoria a los pacientes.

Es útil e interesante saber cómo han ido surgiendo materiales que a su vez desplazaron a otros que se volvieron obsoletos. Algunos persisten pero con modificaciones que los hicieron mejores.

También es importante mencionar a los personajes a los que se les deben importantes innovaciones en estas áreas.

Los tratamientos realizados por barberos y practicantes empíricos hace muchas décadas que quedaron atrás. La práctica odontológica se ha transformando hasta lo que es hoy en día, en todo lo que abarca: además de los tratamientos de la caries dental, se crearon programas de salud pública, salud preventiva, la corrección de mal posiciones dentarias y procedimientos quirúrgicos, entre otros.

El desarrollo de los biomateriales y los avances tecnológicos han permitido que cada vez se logren confeccionar prótesis de mejor calidad y con menos efectos adversos para los portadores. Los muy antiguos dientes de marfil y los primeros dientes de porcelana, aún imperfectos, tenían muchas desventajas, como la de desprender mal

olor y mal sabor de boca al portador, además de que cambiaban de color.<sup>1</sup>

## 1.1 Dientes artificiales utilizados antes del siglo XIX

Como un antecedente muy lejano es oportuno mencionar al doctor Pierre Fauchard, que fue el primero en recopilar, sintetizar y organizar todo lo que se conocía sobre dentistería en Europa, presentándolo de una forma organizada en su libro “El cirujano Dentista”.<sup>3</sup> Fig.1



Fig. 1 Pierre Fauchard (1678-1761) Historia de la Odontología. [odontologiahistoria.htm](http://odontologiahistoria.htm)<sup>2</sup>

Fauchard nació en Bretaña, Francia en 1678, estudió medicina y más tarde se dedicó a la dentistería. Él es uno de los que combatió la idea de los tratamientos dentales mutilantes, argumentando que los dientes no debían extraerse por cualquier motivo, que el operador tenía que tratar por todos los medios posibles su permanencia en la boca; y solo se deberían extraerse si los tratamientos no daban resultado.<sup>3</sup>

Describió la forma como deben de confeccionarse las prótesis dentales completas y parciales. Para este fin propuso usar dientes humanos o de marfil de hipopotamo, toro o elefante, debidamente tallados. Así mismo ideó y estableció un sistema para retener los dientes postizos, uniéndolos a los del paciente con alambres o pequeños resortes.<sup>3</sup>

En el Siglo XVIII otro personaje, John Hunter (Escocia 1728-1793) formado académicamente en Londres, publicó en 1771 un libro “La



Historia Natural de los Dientes humanos”, en el que argumenta las ventajas de trasplantar dientes de un humano vivo, directamente al maxilar de otra persona. Para esto ideó tener varios donantes, por si el primero no se ajustaba al alveolo del receptor, debía extraerse otro de la siguiente persona, y así sucesivamente hasta que alcanzara un buen ajuste. A pesar de que los donantes recibían una recompensa económica, esta práctica fue obsoleta rápidamente, me parece inaceptable que la solución del problema de un individuo sea mutilar a otro.<sup>5</sup>

Con el tiempo estos trasplantes cayeron en desuso, aunque se presentaron algunos casos en el siglo XIX, hasta la aparición de los dientes minerales, como se llamaba entonces a los de porcelana.

Alexis Duchateau, farmacéutico francés que había portado una dentadura de marfil, intentó encontrar un material más perfecto y para esto intentó hacerse una dentadura de porcelana, para lo que pidió la ayuda del dentista Nicolas Dubois de Chémant. Este profesional utilizó su habilidad para tomar impresiones, y ambos elaboraron la primera dentadura de porcelana, en 1799.

Dubois de Chemant se percató que este descubrimiento revolucionaría la prostodoncia y decidió encaminar sus trabajos en esta dirección, modificando dos veces la composición de la pasta mineral para mejorar el color y la estabilidad dimensional. Posteriormente publicó sus descubrimientos en folletos que reunió en la “Disertación sobre dientes artificiales”, publicado en Francia, y poco después Dubois presentó su invento a la *Academie des Sciences* en la Facultad de Medicina en la Universidad de París.<sup>5</sup>

El habil dentista jugó un papel decisivo en el avance de la odontología protésica. Sus dentaduras seguirían siendo populares hasta la



introducción de los dientes de porcelana cocidos por pieza, desarrollados por el dentista italiano Giuseppangelo Fozi, en el siglo siguiente. Fig. 2 <sup>5</sup>

Los dientes individuales de porcelana fueron introducidos en América en 1817 por un dentista inmigrante francés, Antonio Plantou, y apartir de ese momento se intensificó su fabricación en los Estados Unidos de América.<sup>5</sup>



*Fig. 2 Dientes individuales, dentadura superior de 1830.*

## 1.2 La influencia de la odontología Estadounidense en México

A principios del siglo XIX, llegó a México una profesión hasta entonces desconocida en nuestro país, la dentistería. La trajeron dentistas franceses y norteamericanos, varias décadas después, algunos de estos extranjeros, entrenaron a jóvenes mexicanos, quienes se convertirían, en los primeros dentistas nacionales. Desde entonces hasta la fecha, la influencia más notable que ha recibido la odontología nacional, es, sin duda, de los Estados Unidos. La odontología norteamericana siguió fluyendo a través de las publicaciones, que, desde el siglo XIX, se empezaron a recibir en México. Por medio de estas revistas los interesados se enteraron de los cursos que ofrecían las escuelas dentales estadounidense, lo que animó a varios jóvenes a inscribirse en ellas.<sup>6</sup> Fig.3



*Fig. 3 Última dentadura de Washington, elaborada por John Greenwood. Medicinsk Historisk Museum. Universidad de Copenhague. <sup>5</sup>*

A finales del siglo XIX y principios del XX, regresaron a México dentistas titulados en escuelas estadounidenses, dos de los casos más notables, son los de Mariano N. Ruíz y Zacarías Esponda, chiapanecos que tuvieron gran influencia en la profesión. El primero, aunque se sabe que no terminó la carrera, de regreso a Comitán, Chiapas escribió un libro titulado “La Dentadura Natural y Artificial” en





donde plasmó la información de vanguardia sobre conceptos y tratamientos dentales. Zacarías Esponda Moguel después de titularse en la moderna escuela dental de Filadelfia, permaneció tres años más como ayudante de Edward Kirk, director de la institución y, una de las figuras más importantes en la odontología mundial.<sup>6</sup>

A su regreso al país, Zacarías Esponda instaló un consultorio en la Ciudad de México, instrumental y material, lo que llamó la atención del gremio dental nacional. El maestro Esponda difundió sus conocimientos en conferencias de la Sociedad Dental Mexicana y posteriormente formó parte del profesorado de la Escuela Nacional de Odontología, en donde impartió, durante muchos años la asignatura de Porcelanas Dentales.

El maestro Esponda Moguel, viajaba con regularidad a su *Alma Mater* para actualizarse y comprar lo necesario para mantener su consultorio modernamente equipado. Otros casos de mexicanos titulados a fines del siglo XIX en universidades estadounidenses fueron, en Filadelfia: Juan Falero (cubano nacionalizado mexicano), José María Rico y Rafael Sevilla, y en la de Nueva York Rafael Rico. Francisco Pastor Artigas, quien fue también profesor de la ENO en su primera etapa, se tituló en alguna de las universidades del país vecino.<sup>6</sup>

El 24 de diciembre de 1835, Francisco Lacoste, anunció en un periódico capitalino, su llegada procedente de París, aprovechó para invitar al público a visitar su domicilio, para que pudiera contemplar los dientes que él mismo tallaba, utilizando marfil de hipopótamo. Llama la atención que Lacoste siguiera utilizando dientes de marfil cuando ya en toda Francia se usaban los de porcelana.

El primer dentista en anunciar que colocaba dientes de porcelana fue Joseph Magnin, quien como casi todos sus compañeros prometía en



sus anuncios, más de lo que podía cumplir; pero fue el primero que dio a conocer, los dientes de porcelana que se empezaron a fabricar en Europa desde principios del siglo XIX, reemplazando en forma ventajosa a los tallados con marfil.<sup>6</sup>

Este procedimiento ofrece la ventaja de fijar los dientes de un modo sólido, que en caso de necesidad será difícil quitarlos, dicho procedimiento lejos de aflojar los dientes inmediatos, los afirma y no causa dolor alguno, supuesto que no hay necesidad de extraer las raíces que han quedado en la mandíbula.<sup>6</sup>

Por lo demás la conservación de estos dientes es muy fácil, basta el simple uso del cepillo para mantenerlos en el más perfecto estado de limpieza. “El mismo año de 1840 salió a la venta un folleto del dentista francés Antonio Labully quien mencionaba ser discípulo del connotado dentista parisino Duruty Duiviere. Esta pequeña obra, titulada “Observaciones generales sobre el cuidado que debe tenerse con la dentadura”, consta de 12 páginas en las que el autor describe la anatomía de los dientes, la formación del tártaro dentinario, la forma en que ataca la caries, los medios que deben ser empleados para conservar sanos los dientes y por último una parte dedicada a los dientes artificiales.<sup>6</sup>

La sociedad mexicana había acogido con beneplácito a los dentistas extranjeros, habían llegado de Europa y los Estados Unidos, tenían elegantes gabinetes como en sus países de origen y la gente adinerada solicitaba sus servicios. Estos personajes ejercían sin ningún tipo de control de las autoridades, hasta que se instituyó el examen para regularizarlos.<sup>6</sup>

## 1.2.2 Inicios del siglo XIX

Los dientes posteriores no tuvieron una anatomía oclusal apropiada y razonada como se utilizan actualmente, la búsqueda de una anatomía que fuera similar a los dientes naturales, esto solo se logró hasta la aparición de los primeros articuladores en el siglo XIX. <sup>5</sup>

En Europa la elaboración de los dientes estaba a través de la casa Claudius Ash, (fig. 4) probó varios diseños, pero nunca tomo en cuenta ningún criterio de oclusión. En América los dientes artificiales los elaboraba

Samuel S. White todos por supuesto de porcelana o de pasta metálica como los que diseño Dubois de Chemant. <sup>5</sup>

Antes de la aparición de los articuladores los dientes posteriores no sufrieron ningún tipo de modificación, no había diferencia entre dientes superiores o inferiores, incluso no se distinguían los izquierdos de los derechos; ya que los movimientos mandibulares solo eran figurados tratando de imitar los movimientos mandibulares. Para evitar las interferencias oclusales lo que se hacía era hacer desgaste selectivo a los dientes de porcelana. <sup>5</sup>



Fig. 4 a) Porcelana dental de baja resistencia para fabricar dientes y bases de dentadura. "Museo de Odontología de la Facultad de Odontología de la UNAM".<sup>4</sup>



b)



c)

Fig. 4 b) y c) Juegos de cofias para fabricar dientes de porcelana, Museo de Odontología de la Facultad de Odontología de la UNAM.<sup>4</sup>

### 1.2.3 Finales del siglo XIX

Aunque los dientes se asemejaban en gran medida a los naturales. En lo que se refiere a la oclusión los dientes siguieron el patrón de ser poco anatómicos y la tarea de hacer que entraran en función quedaba en manos del operador para ser adaptados a cada paciente.<sup>5</sup>

El dentista mexicano Alfonso María Brito afirmó con orgullo que: “Multitud de aparatos protésicos se han inventado para reparar los defectos del cuerpo humano; pero ninguno por bien construido que esté, se asemeja y sirve como los dientes postizos. “El Arte Dental” (México, 1887).<sup>6</sup>

La colocación de los dientes, se efectuaba rigurosamente. Los dentistas tenían en su consultorio estuches que contenían juegos de dientes de porcelana de diferentes tamaños, formas y colores, que se revisaban frente al paciente, para hacer la selección más adecuada, como lo indica en su libro el Dr. Ross: “Los dentistas requieren tener el gusto y los conocimientos necesarios para escoger los dientes de buen tamaño, forma, sombra y color. Los mismos conocimientos se necesitan para acomodarlos, tanto para que llenen el hueco de la



cara, labios, de tal manera que representen la expresión natural del rostro. Así lo señala el Dr.J.J. Ross Manual Dental de 1878<sup>6</sup>

Los dientes de porcelana y de acrílico empezaron a ser sustituidos por dientes de resina, hasta de cuatro capas de este material, así como el uso de caras oclusales para clases I, II y III lo que baja los costos.<sup>5</sup>

El Dr. Alfonso María Brito en el “Arte Dental” menciona el desarrollo de las prótesis al afirmar que: “De los dientes sujetos por hilos y alambres se pasó a ganchos de oro para las piezas parciales; ahora tenemos los dientes de pivote sujetos en la raíz del diente natural, los dientes de coronas de oro”<sup>5</sup>

### 1.3 Inicios del siglo XX

Con la llegada de los articuladores que representaban los movimientos mandibulares en tres dimensiones, se fueron elaborando dientes que se adaptaran a la función masticatoria; creando balance y armonía oclusal, eliminando interferencias en los movimientos funcionales. Gracias a esto se fabricarán juegos estandarizados de dientes con anatomía, lo que ocasionó grandes aportaciones, como las del Dr. Alfred Gissy y sus dientes de 33°. <sup>5</sup>

Samuel S. Whith fundó la compañía encargada de fabricar los dientes artificiales más usados en América, presentaban varios tipos de retenciones para los dientes de porcelana necesarios para anclarse a las diferentes bases de la época, como eran (metal, porcelana, y caucho) la retención en canal con espiga para las bases de caucho, los dientes posteriores diatóricos y a tubo.<sup>5 1</sup>

---

<sup>1</sup> Nota: Diatórico. Canal colocado en los dientes de una prótesis que sirven como medio mecánico de retención de los dientes en el material de la base de una dentadura que es químicamente diferente.



En 1927 Sears propuso los dientes canalizados en caras oclusales, una nueva forma para mejorar la masticación y también la retención de los dientes al caucho y al metacrilato. El problema de encontrar compatibilidad de adaptación entre la base de la dentadura y la retención de los dientes artificiales, se resolvió con los dientes de acrílico ya que al ser de la misma naturaleza que la base, se adhieren por unión química. <sup>5</sup>

Los dientes de Sears tenían en los superiores un canal mesiodistal equivalente a las cúspides bucales y palatinas y estos canales se extendían de los primeros premolares al segundos molar, mientras que los dientes antagonistas contaban con barras de premolares a molares mesiodistalmente tanto del lado bucal como del lado lingual; proporcionaban muy poca superficie de contacto y el paciente tenía que comer muy despacio para que no se desalojara su dentadura.

En 1973 Pound y Murrel propusieron la oclusión lingualizada que proporciona actualmente la mayor eficiencia masticatoria en comparación con la sugerida con Gysi.<sup>3</sup>

#### **1.4 Materiales empleados en la época en que se inauguró la primera escuela de odontología en México.**

Al no existir todavía en México una escuela dental, la Escuela Nacional de Medicina, organizó, a finales del siglo XIX, algunos cursos de materias básicas para los dentistas; ayudándolos a tener una mejor preparación, pero no resolvieron totalmente el problema.

En La Revista Dental Mexicana, editada en 1898, se publicaron artículos sobre escuelas dentales de Estados Unidos, Japón y Rusia,

momento en que vuelve a ponerse sobre la mesa, la necesidad de crear en México una escuela dental. <sup>6</sup>

El primero de abril de 1904, el Presidente de México informó al Congreso de la Unión sobre la próxima inauguración: Acaba de instalarse el Consultorio Nacional de Enseñanza Dental, y así queda

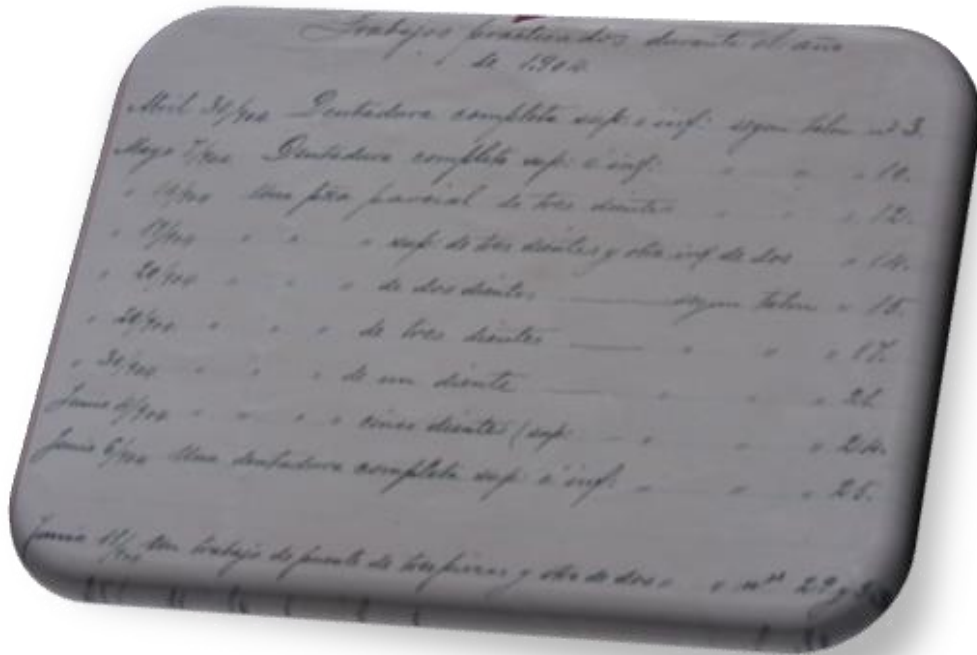


Fig. 5 Muestra de los trabajos que se pedían para acreditar la asignatura de prótesis en 1904 en el Consultorio Nacional de Enseñanza Dental. <sup>4</sup>

organizada por primera vez en México un sistema completo de educación para los dentistas, “llenando así un vacío en la enseñanza.”

En 1911 el Consultorio Nacional de Enseñanza Dental fue dependiente de la Escuela Nacional de Medicina, cambiando su nombre a Escuela Nacional de Enseñanza Dental; posteriormente, bajo la dirección de José J. Rojo obtendría su independenciam total. Y



no fue hasta 1916 que se instaló en el edificio anexo a la Escuela Nacional de Medicina.<sup>6</sup>

Desde los primeros años que comenzaba a estudiar carrera la prótesis y la necesidad de elaborar dentaduras era importante, por ese motivo los alumnos eran adiestrados, desde los inicios del programa, a elaborar procedimientos que ayudaran a rehabilitar a los pacientes edéntulos.<sup>6</sup> Fig. 5

Durante la primera mitad del siglo XX, ya existen varias revistas dentales en la Ciudad de México y en los estados. Seguramente la publicación más importante fue el Boletín Odontológico Mexicano (BOM) 1920-1967-, que editó y distribuyó la “Compañía Dental Mexicana”, que por un largo tiempo fue uno de los depósitos mejor surtidos del País. Dicha empresa, recibía equipos, materiales e instrumental de los Estados Unidos, Europa y Japón principalmente y surtía los consultorios de gran parte de los cirujanos dentistas del país, que se enteraban de las últimas novedades en él. <sup>6</sup>

También representaba empresas extranjeras como la The Copper Smith Copperplating de Okland, California. En esta década aparecen depósitos dentales en las principales ciudades del país y en el Distrito Federal, como “Durallium de México, Proveedora Dental Felman Hermanos”, ubicada en Donceles 94, en donde se hacían trabajos de laboratorio dental, autorizado por la Products Corporation de Chicago y también se vendía material para prótesis. <sup>6</sup>

La Casa Schinkel fue una empresa de distribución de material dental para surtir a la odontología del país. El trabajo del dentista se simplificó con la apertura de laboratorios dentales, ya no fue necesario, como antes, dedicarle seis horas a la atención de pacientes y seis horas al trabajo de laboratorio. Aunque gran cantidad de





dentistas siguieron haciendo sus trabajos, algunos se acostumbraron a enviarlos al Laboratorio Dental Sánchez Hermanos de San Juan de Letrán 5 o al del maestro Honorato Villa.<sup>7</sup>

La llegada de los depositos dentales facilitó la labor del dentista, ya que no tenían que esperar tanto tiempo a que fueran surtidos los materiales y equipos que estos requerian para sus trabajos.

Actualmente los depositos y laboratorios dentales son numerosos y gracias a ellos se tiene al alcance los materiales y suministros necesarios para los consultorios. De manera que hoy es muy sencillo encontrar en cualquier deposito dental dientes prefabricados y materiales para confeccionar prótesis dentales provisionales o permanentes en el consultorio o en el laboratorio dental, está facilidad permite seleccionar el tamaño y la forma de los dientes que se requerán para una prótesis.

## CAPÍTULO 2

### METALES UTILIZADOS EN LA FABRICACIÓN DE DIENTES ARTIFICIALES

El dentista norteamericano William H. Taggart presentó en 1909 al *New York Odontological Group* la fabricación de incrustaciones vaciadas, este suceso se ha reconocido como la primera aplicación informada de la *técnica de cera perdida* en odontología. Pronto esta misma técnica condujo al vaciado de incrustaciones complejas, coronas completas, dentaduras parciales fijas y esqueletos de prótesis parcial removible. (fig. 6) Ya que el oro por sí solo no tiene las propiedades físicas que requieren estas restauraciones dentales, se adaptaron con rapidez las aleaciones de joyería existentes. Estas aleaciones de oro fueron reforzadas con cobre, plata o platino. <sup>8</sup>



Fig. 6 Corona total metálica  
(níquel-cromo-cobalto).<sup>4</sup>

En 1932, el grupo de materiales dentales en el *National Bureau of Standards* examinó las aleaciones que se habían estado usando y que se clasifican de modo general como:

- Tipo I. Suave: número de dureza de Vickers [VHN] entre 50 y 90
- Tipo II. Mediano: VHN entre 90 y 120
- Tipo III. Duro: VHN entre 120 y 150



- Tipo IV. Extraduro: VHN > 150

En ese momento, algunas pruebas de manchas indicaron que las aleaciones con contenido de oro menor de 65 a 75% se manchaban con facilidad para el uso dental. En los años siguientes se publicaron varias patentes para aleaciones que contienen paladio como sustituto de platino.<sup>8</sup>

En 1948, la composición de aleaciones dentales de metales nobles en las restauraciones metálicas vaciadas, se habían vuelto diversas; con las nuevas formulaciones se logró evitar que las aleaciones se mancharan. Ahora se sabe que a las aleaciones de oro se les añade paladio para contrarrestar el potencial que tiene la plata para mancharse.

A finales de los años 50 ocurrió un rompimiento de la tecnología dental que influyó de forma significativa en las restauraciones dentales. El “chapeado” de las subestructuras metálicas con porcelana dental.<sup>8</sup>

Hasta ese momento la porcelana dental tenía un coeficiente de expansión menor que el de las aleaciones de oro, haciendo imposible lograr un enlace entre los dos componentes estructurales. Se encontró que al añadir platino y paladio se disminuye el coeficiente de la aleación de la contracción térmica lo suficiente para garantizar la compatibilidad física entre el recubrimiento de porcelana y la sub estructura metálica.

En los años 70 la elevación rápida y los altos costos de los metales nobles, origino que las aleaciones de níquel-cromo y cromo-cobalto se utilizaran como primera alternativa para las aplicaciones dentales.<sup>8</sup>



## 2.1 Definición

Los metales representan una de las cuatro clases de materiales para la reconstrucción de dientes perdidos. Un metal se define como “una sustancia química lustrosa opaca que es buen conductor de electricidad y de calor cuando esta pulido, buen reflector de la luz”.

Los elementos galio y mercurio se usan por lo común en las aleaciones odontológicas, son líquidos a la temperatura del cuerpo humano. Sin embargo todos los metales y las aleaciones usados en odontología son sólidos cristalinos. Con excepción del oro puro laminado, el titanio puro y comercial. <sup>8</sup>

La limpieza de las superficies metálicas mostrará un lustre que es difícil de lograr en otro tipo de materiales sólidos. Muchos metales emiten sonidos cuando son golpeados, aunque ciertos componentes de sílice también pueden emitir sonidos similares. La única característica de los metales es que son buenos conductores térmicos y eléctricos. Comparados con la cerámica, los metales tienen resistencia a la fractura alta, que es la capacidad de absorber energía bajo el aumento de tensiones elásticas antes de que ocurra la fractura; la fractura de muchos metales varía entre 25 y 60 Mpa.

Por lo general los metales son resistentes al ataque químico y algunos metales necesitan elementos de aleación que resistan la corrosión en el medio bucal. Los metales nobles son altamente resistentes a la corrosión química y a la oxidación.

Algunos metales como la plata, el níquel, el estaño, el aluminio y el cinc con “blancos”, dos de los metales de importancia odontológica no son “blancos”, el oro y el cobre; son componentes de la mayoría de las aleaciones dentales. <sup>8</sup>



## 2.2 Aleaciones

El uso de los elementos metálicos puros es limitado. Los elementos puros son aptos para ablandarse, como el hierro y muchos de ellos tienden a la corrosión rápidamente, los elementos metálicos mantienen su comportamiento incluso cuando no son puros. Una mezcla de sólidos de un metal con uno o más metales o con uno o más no metales se llama “aleación”. Ejemplo, una cantidad de carbono se agrega al hierro para formar el acero. Cierta cantidad de cromo se agrega al hierro y al carbono para formar acero inoxidable, una aleación que es altamente resistente a la corrosión. Para tener resistencia a la corrosión, al níquel o al cobalto se le agrega cromo para formar dos de los metales bases predominantes de las aleaciones empleadas en odontología. Aunque el oro puro es resistente a la alta corrosión, el cobre que se le agrega le confiere resistencia a la deformación plástica.<sup>8</sup>

## 2.3 Solidificación de los metales

Los metales puros, en común con otros elementos químicos, pueden identificarse por su punto de fusión, punto de ebullición y sus propiedades físicas y químicas.

La temperatura de fusión de los metales y aleaciones es de interés considerable para el odontólogo, los dientes metálicos son vaciados; se prepara un patrón de cera o plástico que corresponda a una reproducción exacta del aparato dental o la restauración por vaciar. Se elabora un molde a partir del patrón, dentro del cual se puede presionar una aleación fundida, cuando esta aleación solidifica, el patrón original reproducido en el metal produce un vaciado. Tales metales se llaman aleaciones para vaciados.<sup>8</sup>



## 2.4 Mecanismos de cristalización

La cristalización es controlada por la difusión atómica de la fusión al núcleo. Los cristales no se forman regularmente a lo largo de un plano a la vez, si no la difusión atómica de la posición de red se dibuja como irregular con una red discontinua de imperfecciones que empiezan a formarse constantemente al azar.

Un metal puro puede cristalizar en tres ramas de un núcleo, cada formación de cristales se llama dendritas. Cuando dos o más cristales chocan, su crecimiento se detiene, por último el espacio se rellena con cristales, cada cristal es una unidad de sí mismo, su dirección es diferente a la de los cristales vecinos de tal manera que los metales son poli cristalinos y cada cristal es la estructura conocida como grano. Si cualquier metal es altamente pulido y si la superficie del pulido se graba con un reactivo apropiado, la estructura de grano puede ser visible en un microscopio.<sup>9</sup>

## 2.5 Tamaño del grano

El tamaño de los granos de metal depende del núcleo y la localización de los núcleos al momento de la solidificación. Si los núcleos están igualmente espaciados entre sí, los granos serán aproximadamente iguales en tamaño. La solidificación puede mostrarse como un procedimiento en el cual el núcleo se encuentra en todas las direcciones al mismo tiempo en forma esférica y que aumenta constantemente de diámetro. Cuando tales esferas se juntan, se aplanan a lo largo de diversas superficies, hay tendencias de cada grano a mantenerse esférico y mostrar el mismo diámetro en todas sus dimensiones. Tal grano se dice que es equiaxial, los vaciados dentales por lo general tienden a mostrar un grano equiaxial y tal estructura es de importancia dental considerable.<sup>9</sup>



## 2.6 Control del tamaño del grano

En general cuanto menor es el tamaño del grano del metal, mejores son sus propiedades físicas, obtener granos pequeños durante el vaciado es una ventaja. Este factor puede ser controlado a cierto grado por la cantidad de súper enfriamiento y la velocidad de enfriamiento. En otras palabras, cuanto más rápido cambie del estado líquido al estado sólido, se formarán granos más pequeños o finos.

Otro factor de importancia es la velocidad de cristalización, si los cristales se forman más rápido que los núcleos, el grano será mayor si el enfriamiento es lento.<sup>8</sup>

## 2.7 Límite de los granos

La orientación de la red espacial de varios granos es diferente, aunque cada uno de los granos puede poseer igual red espacial a la de su vecino. La probabilidad es pequeña de que los dos granos contiguos, crezcan núcleos diferentes y se encuentren para que los planos de sus redes espaciales se unan con continuidad exacta. Consecuentemente, hay discontinuidad de la red estructural en los límites de los granos, como se designa a esta zona.<sup>8</sup>

## 2.8 Constitución de las aleaciones

El termino aleación se define como un metal que contiene dos o más elementos mutuamente solubles en el estado de fusión.

Algunas aleaciones solidifican dentro de los límites térmicos en lugar de hacerlo a una sola temperatura como ocurre con el metal puro. En este límite de temperatura existen dos fases: sólida y líquida, la presencia de más de un metal puede causar ciertas reacciones en el



estado sólido que no ocurren con un metal puro y que afectan directamente las propiedades de la aleación.<sup>9</sup>

## 2.9 Clasificación de las aleaciones

1. USO: como incrustaciones de metal total, coronas y puentes, restauraciones de metal- cerámica, prótesis parcial removible e implantes.
2. SUS PRINCIPALES ELEMENTOS: oro, plata, paladio, plata, níquel, cobalto o titanio.
3. SU NOBLEZA: más noble, noble y predominante.
4. SUS TRES ELEMENTOS PRINCIPALES: oro-paladio-plata, paladio-plata-estaño, níquel-cromo-berilio, cobalto-cromo-molibdeno, titanio-aluminio-vanadio y hierro-níquel-cromo.
5. EL SISTEMA DE FASE DOMINANTE: isomorfo (fase simple) eutéctico, peritético ó intermetálico.

Si dos elementos están presentes se forma una *aleación binaria*, si hay tres o cuatro elementos se forma una *aleación terciaria o cuaternaria*. Las aleaciones más simples son aquellas en las que los átomos de dos metales se entre mezclan en una red espacial común. Al observarlos en un microscopio los granos de cada aleación pueden parecerse a metales puros; la estructura es homogénea porque sólo se forma una fase durante la solidificación.<sup>8</sup>

Muchas de las aleaciones de oro usadas en odontología son predominantemente de tipo solución sólida, aunque de ordinario contiene más de dos soluciones.<sup>8</sup>





## 2.10 Corrosión de las aleaciones dentales

El medio bucal y las estructuras dentales pueden promover la corrosión y la decoloración, las variables de la dieta, la actividad bacteriana, las drogas, el tabaquismo, las costumbres y la higiene oral explican la discrepancia en la corrosión en personas diferentes en quienes se emplea la misma aleación dental manejada de la misma manera.

Se ha sugerido q que al menos la mitad en los átomos de las aleaciones sean de metales nobles, particularmente el oro, el platino, el paladio para asegurar su protección a la corrosión, es importante que los constituyentes más activos de la aleación estén uniformemente dispersados en una solución sólida al azar; las aleaciones de base de metal como las de acero inoxidable, el níquel-cromo y el cromo-cobalto y el titanio son casi inmunes al empañado sulfúrico del medio oral.<sup>9</sup>

## 2.11 Corrientes galvánicas

Frecuentemente ocurren pequeñas corrientes galvánicas asociadas a electrogalvanismo en la cavidad bucal. Cuanto mayor sea la restauración metálica, los materiales utilizados serán vistos como una pequeña posibilidad para que estas corrientes galvánicas puedan ser eliminadas. La base de cemento aunque es un aislante térmico adecuado posee efecto limitado para reducir al mínimo la corriente transmitida hacia el diente y la pulpa; cuando se secan pierden sus propiedades al mojarse por micro filtración marginal o por la humedad dentaria.<sup>9</sup>



Aunque el dolor posoperatorio causado por el choque galvánico no es común en la consulta, puede ser una fuente real de incomodidad ocasional en cualquier paciente. Sin embargo, tal dolor posoperatorio a menudo ocurre inmediatamente después de la inserción de una nueva restauración y poco a poco persiste y desaparece en pocos días.<sup>9</sup>

## 2.12 Características de las coronas de aleaciones vaciadas

Las coronas fabricadas con aleaciones vaciadas deben mostrar:

1. Biocompatibilidad.
2. Fáciles de fundir y vaciar.
3. El metal debe poder soldarse.
4. Capacidad de pulido de alto brillo.
5. Sufrir pequeñas contracciones al solidificarse.
6. Reactividad mínima con el material del molde.
7. Buena resistencia al desgaste.
8. Resistencia al estiramiento y la fuerza.
9. Excelente resistencia a las manchas y a la corrosión.

Las coronas vaciadas han demostrado mayor durabilidad y resistencia a la fractura comparado con otros materiales utilizados para la fabricación de dientes artificiales. Las restauraciones de metal-cerámico fabricados con cofias de aleaciones vaciadas han demostrado la misma supervivencia clínica, y ya que son más estéticas; son utilizadas en la mayoría de las coronas y las restauraciones de prótesis fijas.<sup>8</sup>

Para la producción de cofias metálicas como una sub estructura para las coronas de metal-cerámica la tecnología de las láminas de metal de ha usado como alternativa al proceso de vaciado del metal. (fig. 7)

Estas hojas metálicas son colocadas en moldes y se exponen a tratamientos de calor sobre una flama de gas para endurecer las cofias antes de aplicarles la porcelana.

Fig. 8

Aunque el proceso evita la necesidad de preparar un patrón de cera, la fabricación de un molde refractario, la fusión y el vaciado del metal dentro del molde requieren una cantidad

de tiempo significativo para colocar el metal y para ajustar los márgenes con exactitud. Además, los pliegues de metal en la superficie en donde se une la porcelana representan áreas de concentración de tensión que pueden reducir de forma notable la resistencia a la fractura de la corona. Esta técnica permite la fabricación de cofias de un grosor de 100 nanómetros o menos, con lo que se permite la conservación de la estructura del diente o una mejora en la estética por el uso de un mayor grosor en la porcelana.<sup>6</sup>

Fig. 9



Fig. 7 Cofia para fabricar láminas de metal, Museo de la Odontología Facultad de Odontología de la UNAM.<sup>4</sup>



Fig. 8 Láminas de porcelana, "Museo de la Odontología de México, del Centro Histórico de la Ciudad de México"



Fig. 9 Cofias metálicas para confeccionar coronas. "Museo de la Odontología de México del Centro Histórico de la Ciudad de México."



Otros procesos para preparar coronas metálicas son el uso de los sistemas CAD/CAM. Este sistema no necesita la impresión de los dientes, ya que se introduce un diseño con la imagen de los dientes preparados, con la ayuda de la computadora se le da forma a las restauraciones. Este sistema se utiliza principalmente cuando se utilizan aleaciones que son difíciles de vaciar como el titanio puro y las aleaciones de titanio, este último es considerado uno de los metales con mayor Biocompatibilidad.<sup>8</sup>

Una vez que se registra la imagen del diente preparado se seleccionan los límites de la restauración en un monitor, y se transmite por computadora a la fresadora para recortar el bloque de titanio o de cerámica. La corona se fabrica usando un disco con revestimiento de diamante, dependiendo del sistema CAD/CAM usado los contornos oclusales y proximales puede ser necesario terminarlos con instrumentos manuales rotatorios.<sup>8</sup>

Otro método para preparar coronas de metal o cofias para coronas metal-cerámica sin usar técnicas de vaciado consiste en copiar el fresado para reproducir la morfología de la superficie externa y fresar con descargas eléctricas basadas en trozos de un troquel maestro de un diente preparado en donde sus coordenadas tridimensionales están registradas en una computadora a partir de la superficie recortada de una superficie preparada o de una réplica del troquel para el fresado. Estas coordenadas pueden ser transformadas en la computadora para producir una copia agrandada del troquel original y así se proporciona espacio para el material de cementación. De manera similar la superficie externa de la corona puede ser fresada de un bloque de metal basado en la superficie recortada del diente original o del modelo del diente. También se prepara un troquel de grafito cerca del bloque de metal. Se le aplica un voltaje al circuito y



ocurre una descarga eléctrica eliminada del metal para que sea transformada la superficie del troquel de grafito.<sup>8</sup>

El vaciado de las aleaciones sigue siendo el procedimiento más utilizado para la fabricación extra bucal de las restauraciones metálicas. Para los procedimientos convencionales de vaciado metálico, primero se construye un patrón de la estructura del diente perdido o la prótesis dental deseada en cera en un troquel hecho de una impresión intrabucal. La cera se envuelve con un material de molde llamado *revestimiento*, que es una mezcla de agua, silicato y un empastador (como sulfato de calcio hemihidratado, fosfato de magnesio amoniacal y silicato etílico). Después que se endurece el revestimiento la cera del molde es quemado, y el metal fundido se vacía bajo presión o fuerza centrífuga dentro de la cavidad del molde que se formó por el patrón de cera. La estructura metálica resultante es un duplicado exacto del patrón de cera.<sup>8</sup>

Desde 1989, la ADA aprobó que las aleaciones vaciadas pueden tener cualquier composición mientras pasen las pruebas para la toxicidad, manchado, fuerza que producen y porcentaje de alargamiento.<sup>8</sup>



## CAPÍTULO 3

# MATERIAL CERÁMICO PARA CONFECCIONAR DIENTES ARTIFICIALES

### 3.1 Definición

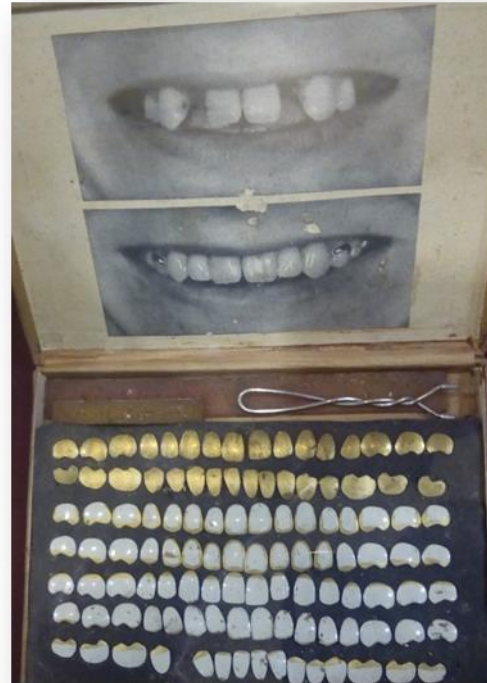
En el diccionario odontológico encontramos la definición de porcelana como: “Producto cerámico que se obtiene cociendo en hornos especiales una arcilla blanca llamada caolín, que hace de elemento plástico, unida a un desengrasante (cuarzo, sílice) y un fundente que favorece la fusión y mezcla de estos componentes (feldespato, fosfato de cal). Las porcelanas dentales se emplean para confeccionar incrustaciones, coronas y puentes de cerámica y en la fabricación de dientes artificiales”. Pero no se define lo que es la cerámica.<sup>10</sup>

El Profesor José María Vega del Barrio nos aclara la diferencia entre los dos términos: “un material cerámico es aquel de naturaleza inorgánica o mineral, no metálico, que se procesa mediante calor, en un horno o al fuego (cualquier cacharro de alfarería, tejas, ladrillos, etc.). Las porcelanas serían las cerámicas de mejor calidad, obtenidas de materias primas debidamente seleccionadas, que una vez cocidas presentan menor porosidad, mejores propiedades mecánicas, con un excelente aspecto y acabado superficial (glaseadas).”

Etimológicamente sería más correcto hablar sólo de porcelana en Odontología, por lo que hemos deducido de todas las definiciones. Curiosamente, cuando en la literatura se refiere a los sistemas CAD-CAM, el término empleado es el de cerámica, y porcelana para el resto de técnicas en el que se emplea dicho material.<sup>10</sup>

### 3.2 Contexto histórico

En 1774 Alexis Duchateau hizo los primeros intentos para utilizar las cerámicas para la fabricación de dientes postizos. Más de cien años después C. H. Land hizo las primeras inlays y coronas cerámicas con la técnica de matriz de “lámina de platino” (fig. 10) y obtuvo la patente en 1887. La popularidad de las restauraciones de cerámica disminuyó con la introducción de la resina acrílica en la década de 1940 y siguió disminuyendo hasta que se hicieron patentes las



*Fig. 10 Láminas metálicas con características estéticas, Museo de Odontología del Centro Histórico de la Ciudad de México.<sup>4</sup>*

desventajas de los materiales de revestimiento de resina (aumento del desgaste y alta permeabilidad que deriva en decoloración). En 1962 Weinstein y Weinstein patentaron una frita de leucita con porcelana para utilizar en las restauraciones de metal cerámica. La presencia de leucita, aluminosilicatos con expansión térmica elevada, permitía combinar la expansión térmica de la cerámica y la del metal. La apariencia de las restauraciones cerámicas mejoró con la introducción de la “cocción al vacío”, que redujo considerablemente la “porosidad” y por tanto se consiguieron restauraciones más traslucidas que las obtenidas con la “cocción oxidante”<sup>5</sup>

### 3.3 Composición de la cerámica

La calidad de cualquier porcelana depende de la selección de sus componentes, de la correcta proporción de cada uno de ellos y del control del proceso de cocción. Sólo los ingredientes más puros se utilizan para la fabricación de porcelana dental debido a los exigentes requisitos de color, tenacidad sin fragilidad, insolubilidad y translucidez así como también las características deseables de resistencia mecánica y expansión térmica. Las cerámicas, desde la más fina porcelana hasta la loza, están compuestas esencialmente por los mismos materiales, estando las diferencias principales en la proporción de los componentes primarios y en los procedimientos de cocción. Los componentes son feldespato (75-85%), sílice (cuarzo o pedernal) (12-22%) y caolín (arcilla) (3-5%). Se agregan a menudo otros compuestos como potasa, soda, o cal para obtener propiedades especiales.<sup>10</sup>

#### 3.3.1 Feldespato

Los feldespatos son el mineral que más comúnmente aparece en la formación de rocas y constituye el 50-60% de la corteza terrestre. La estructura de los feldespatos pertenece al marco de los silicatos, los cuales derivan del  $\text{SiO}_2$ , en el cual los iones  $\text{Si}^{4+}$  son reemplazados por iones  $\text{Al}^{3+}$  y la



*Fig.11 Caracterización de un diente con cerámica*

valencia es equilibrada por iones  $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$  o  $\text{Ca}^{2+}$ . Típicamente representativos de esta categoría usados en la fabricación de las cerámicas dentales son el feldespato potásico, feldespato sódico y feldespatos resultados de una mezcla de ambos. En su estado mineral el feldespato es cristalino (fig. 11) y opaco, con un color indefinido entre el





gris y el rosa. Químicamente es un silicato de aluminio y potasio ( $K_2O-Al_2O_3-6SiO_2$ ). Al ser calentado, se funde a  $1300\text{ }^\circ\text{C}$ , se hace vidrioso y, a menos que sea sobrecalentado, mantiene su forma sin redondearse, propiedad conveniente para mantener la forma durante la cocción. El hierro y la mica son impurezas que se encuentran dentro del feldespato. De estos es importante eliminar el hierro, ya que los óxidos metálicos actúan como fuertes agentes colorantes de la porcelana. El proceso se realiza triturando el feldespato y después de conseguir un polvo muy fino que es tamizado, este polvo se vibra a lo largo de planos inclinados con bordes magnetizados por inducción, así se elimina el hierro contaminante y el feldespato está listo para ser utilizado.<sup>11</sup>

### **3.3.2 Sílice**

Sílice es otro componente importante de la porcelana. Para la porcelana dental se utilizan los cristales puros de cuarzo ( $SiO_2$ ), no así en otras porcelanas, en las que se emplea el pedernal. En el cuarzo, puede haber pequeñas cantidades de hierro como en el feldespato y se deben eliminar. La preparación es similar a la del feldespato, pero a diferencia de este, la sílice se tritura hasta conseguir partículas lo más pequeñas posibles. La sílice permanece inalterada a las temperaturas utilizadas para la cocción de la porcelana. Esto es lo que confiere estabilidad a la masa durante el calentamiento y hace de armazón de los otros componentes.<sup>11</sup>

### **3.3.3 Caolín**

El caolín ( $Al_2O_3-SiO_2-2H_2O$ ) se produce en la naturaleza por la acción de los factores meteorológicos sobre el feldespato, como resultado de los cuales las aguas ácidas eliminan el silicato de potasio soluble. En este proceso el residuo queda depositado sobre las márgenes y en el fondo de las corrientes de agua en forma de arcilla. Sólo las arcillas y caolines más



puros se utilizan en porcelana. Se prepara por lavados repetidos con agua hasta que se ha logrado separar todo material extraño. La arcilla se deja sedimentar y después de secada y tamizada se tiene listo para ser utilizado un polvo casi blanco. El caolín le confiere opacidad a la porcelana. Al mezclarse con agua se hace pegajoso y contribuye a que la masa de porcelana se pueda trabajar y moldear. Al calentarse a altas temperaturas se adhiere al armazón constituido por las partículas de cuarzo y se contrae considerablemente. <sup>11</sup>

### 3.3.4 Pigmentos

Los pigmentos colorantes que se agregan a la mezcla de porcelana se conocen con el nombre de “fritas”. Estos polvos se añaden en pequeñas cantidades para obtener las delicadas tonalidades de color necesarias para imitar a los dientes naturales. Se preparan triturando conjuntamente óxidos metálicos con vidrio y feldespato, fundiendo la mezcla en un horno y volviendo a triturar la combinación hasta obtener un polvo. Los pigmentos metálicos utilizados son: el óxido de titanio para obtener tonos marrón-amarillentos, el óxido de uranio para color amarillo anaranjado, el manganeso para color grisáceo, el óxido de hierro para el marrón, cobalto para el azul, óxido de cobre para el verde, óxido de níquel para el marrón y óxido de cromo para el verde. La fluorescencia antes se daba a través del óxido de uranio, pero debido a la radiación ha sido substituido por tierras lantánidas para conseguir el mismo efecto. El óxido de estaño se utiliza para aumentar la opacidad.<sup>11</sup>



### **3.4 Tipos de coronas anteriores completas para dientes vitales**

En la actualidad la estética es muy importante, por tanto la parte anterior de la boca, las únicas coronas que deben considerarse son aquellas con una superficie vestibular del diente. Dichas coronas se dividen en tres grupos.

- Coronas jacket de porcelana
- Coronas ceramometálicas
- Otros tipos de coronas.

#### **3.4.1 Coronas jacket de porcelana**

Se trata del tipo de coronas más antiguo de coronas del color del diente y se han venido utilizando desde el siglo XIX. Consiste en una capa más o menos uniforme de porcelana, por lo general de 2-3 mm de grosor, que recubre todo el diente.<sup>11</sup>

La CJP feldespática tradicional se fabrica adaptando una hoja de platino muy delgada a un troquel fabricado con una impresión del diente preparado. El polvo de porcelana, mezclado con agua o con un líquido especial, se introduce en la hoja de platino y se lleva al horno. La mayor parte de la CJP en la actualidad se refuerza con alúmina incorporada en el polvo de la porcelana. Un núcleo de porcelana rica en alúmina se cuece en la hoja de platino. El núcleo rico en alúmina es opaco y debe ser cubierto mediante una porcelana más traslucida que contiene menos alúmina.<sup>11</sup>

La porcelana dental convencional es físicamente más semejante al vidrio que a la porcelana empleada con fines domésticos. Es relativamente frágil y antes de cementar una corona jacket de porcelana se puede romper con bastante facilidad. No obstante cuando se cementa y es soportado por la dentina del diente, la fuerza requerida para fracturarlo es del mismo orden



de magnitud que la fuerza requerida para fracturar el esmalte de un diente natural. En los años recientes se han producido dos avances en las coronas Jacket de porcelana. El primero consiste en los sistemas de cerámica colable, y el segundo es la introducción de diferentes tipos de porcelana que se cuecen directamente en un troquel fabricado mediante un material refractario.<sup>11</sup>

En los sistemas de cerámica colada más utilizados se fabrica un patrón de la corona en un troquel convencional, se reviste y se cuele con un material de vidrio/cerámica. Seguidamente el colado se coloca en un horno de cerámica durante varias horas, periodo durante el cual sufre una conversión de cristalización y pasa a ser mucho más resistente. En esta etapa el colado tiene un aspecto turbio (similar al vidrio helado). Posteriormente se tiñe y se caracteriza empleando porcelanas feldespáticas convencionales en un horno de porcelana. Aunque el sistema disponible comercialmente fue desarrollado por la compañía que fabrica el material de cocina doméstico "Pyrex". En la actualidad se han comercializado o se están desarrollando otros sistemas de cerámicas diferentes.<sup>11</sup>

Un método alternativo es cocer un núcleo extra fuerte de material cerámico en un troquel refractario y seguidamente añadir nuevas capas de porcelana feldespática convencional. Tras acabar el troquel refractario, se le aplica un chorro de arena que deja una superficie de ajuste que es ligeramente irregular, lo que contribuye a la retención. Ambos sistemas pueden utilizarse para fabricar veneers de porcelana.

- Ventajas:
  - ESTÉTICA. Debido a su transparencia y a la gama de tonos diferentes, las CJP reproducen mejor el aspecto de un diente natural que ningún otro tipo de corona.
  - ESTABILIDAD. La porcelana presenta estabilidad dimensional y del color y es insoluble en los líquidos orales.



- COSTE. La CJP es la corona anterior cuya producción en el laboratorio resulta más barata.
- PLACA. La porcelana tiende a resistir la acumulación de placa.
- Inconvenientes:
  - AJUSTE MARGINAL. Las CJP convencionales fabricadas sobre una matriz de hoja de platino que se retira antes de la cementación, frecuentemente tienen un ajuste marginal menos satisfactorio que las restauraciones de metal colado. Sin embargo, el ajuste marginal de los nuevos tipos es comparable a las restauraciones de metal colado.
  - FRAGILIDAD. En zonas donde las fuerzas oclusales son excesivas, las coronas pueden fracturarse repetidamente.
  - ELIMINANCIÓN DEL TEJIDO DENTARIO. El grosor debe ser adecuado, con este objeto es preciso reducir bastante el diente debilitando y amenazando su pulpa, lo cual es particularmente cierto en caso de dientes pequeños como los incisivos inferiores.<sup>11</sup>

### 3.4.2 Coronas Ceramometálicas

La porcelana dental puede adherirse a diferentes aleaciones metálicas. El glaseado es similar al proceso doméstico y a los baños y lavabos de acero. Las aleaciones es odontología pertenecen a tres grupos:

- Aleaciones de metales preciosos que contienen una porción elevada de platino y oro.
- Aleaciones que contienen una proporción elevada de plata y paladio.
- Aleaciones de metales no nobles que contienen una elevada cantidad de níquel y cromo.

Las diferencias en cuanto al coste entre las distintas aleaciones son muy grandes; sin embargo todas ellas comparten una temperatura de fusión



elevada, de forma que la porcelana puede adherirse a la superficie mediante fusión sin que el metal se funda, circunstancia que permite la adhesión de las porcelanas sin que se vea afectado su color, así como su colado, su soldadura y su pulido en el laboratorio dental.<sup>12</sup>

De estas aleaciones las que se desarrollaron primero fueron las de alto contenido de metales preciosos, aleaciones que todavía se utilizan con frecuencia. Sin embargo su elevado coste ha favorecido el desarrollo de otras modalidades, si bien estas aun no tienen las buenas propiedades de manejo ni la precisión que tienen las de metales preciosos.

La preparación para una corona anterior ceramometálica es distinta para la confección de una Corona Jacket Porcelana en dos sentidos:

- a) Hay que eliminar una mayor cantidad de tejido dentario de la superficie vestibular para poder acoplar el grosor del metal y el de la porcelana.
- b) Hay que eliminar una menor cantidad de tejido dentario de la superficie palatina lingual, ya que por lo menos una parte de esta superficie sólo irá recubierta de metal.

- VENTAJAS

- FUERZA. La corona ceramometálica es una restauración muy fuerte que resiste las fuerzas oclusales.
- REDUCCIÓN PALATINA MINIMA. Algunos dientes sobre todo los que presentan un gran desgaste por erosión y atrición y que han conseguido de nuevo entrar en oclusión por medio de una sobreerupción, veces no tienen un volumen suficiente para permitir la preparación de una corona Jacket de porcelana con la necesaria reducción palatina por el contrario, si es posible la confección de una corona ceramometálica.
- ADAPTABILIDAD. La corona ceramometálica se puede adaptar a cualquier forma de preparación dental, mientras que el proceso implicado en la fabricación de CJP requieren una preparación muy regular y uniforme. Se puede conseguir una retención adicional en



preparaciones difíciles mediante la utilización de pins o surcos que no pueden emplearse con las CJP.

- PUEDEN SOLDARSE. Para la confección de puentes o férulas las coronas ceramometálicas se fijan a otras coronas o dientes artificiales soldándolos o colándolos juntos, lo cual no puede hacerse con las CJP.
- DESVENTAJAS
  - FUERZA. Un golpe accidental puede condicionar la fractura de la preparación o de la raíz del diente debido a que la corona es más fuerte que los tejidos naturales.
  - ESTÉTICA. Con frecuencia es más difícil conseguir el aspecto natural de un diente con esta estructura metálica que con una CJP, sobre todo a nivel del margen cervical.
  - DESTRUCCION DEL TEJIDO DENTARIO. La corona ceramometálica exige una mayor reducción dentaria en sentido vestibular en comparación con la CJP, por tanto es más fácil poner en peligro la pulpa. Si la reducción es insuficiente, como suele suceder, la corona tendrá un aspecto opaco desagradable o bien será excesivamente voluminosa.
  - COSTE. Son relativamente baratas, el tiempo de laboratorio que se pierde en construir una corona ceramometálica es considerablemente superior en comparación al invertido en una CJP y por tanto el coste global es mayor. Cuando se emplean aleaciones de metales preciosos, el precio es a un mayor.<sup>12</sup>



### **3.5 Otros tipos de coronas anteriores completas**

Aunque la mayoría de las coronas anteriores entran en uno de los grupos anteriores existen otras alternativas:

- Coronas de porcelana unidas a platino (coronas McLean Sced).
- Coronas de metal colado con facetas de porcelana cementadas.
- Coronas de metal con facetas de acrílico.
- Coronas coladas o electro depositados con facetas de composite.
- Coronas jacket de acrílico.<sup>11</sup>

#### **3.5.1 Coronas de porcelana unidas a platino**

Son muy parecidas a las CJP, se aplican dos placas de platino y la externa se recubre con una capa fina electro depositada de latón. La porcelana se adhiere a esta capa de latón y la hoja externa de platino se deja en su lugar cuando se termina la corona retirándose sólo la capa interna. El resultado es la unión permanente de la porcelana a su base metálica, que aunque sea muy fina, es que se evita la propagación de una rotura desde la superficie interna de la porcelana. Esto da como resultado una corona más resistente. Aunque las coronas unidas a platino son indudablemente más fuertes que las CJP convencionales, no son tan resistentes como las coronas ceramometálicas. En consecuencia, en la actualidad se utilizan poco aunque muchos pacientes aún tienen tratamientos de este tipo.<sup>11</sup>

Desde la introducción de las coronas ceramometálicas estas técnicas se han ido descontinuando. Sin embargo algunos pacientes siguen teniendo este tipo de tratamientos y es importante para el clínico saber reconocerlas.<sup>11</sup>





### **3.5.2 Coronas de oro con carillas de acrílico**

Fue bastante popular antes de la introducción general de las coronas ceramometálicas, todavía se siguen fabricando, ya que puede ser algo más económica que éstas, aunque no hay muchas razones para ello, dado que el tiempo que se invierte en su fabricación es bastante similar.

Hay diversos plásticos mejorados que se utilizan en la confección de carillas para las coronas, con frecuencia de tipo termo fraguado que termoplástico. Estos materiales dan una impresión de dureza cuando se rayan con la sonda, pero no tienen la duración de la porcelana. Las facetas procesadas en el laboratorio se deterioran rápidamente en la boca y presentan desgaste, alteraciones de color y filtraciones marginales.<sup>11</sup>

### **3.5.3 Coronas de carillas de composite**

Se han introducido recientemente. El composite de laboratorio se polimeriza mediante una luz intensa en una caja de luz especial, en ocasiones añadiendo calor o presión. La estructura metálica tiene que ofrecer retención mecánica para la faceta y generalmente se hace mediante colado, aunque se está probando una técnica de electro depósito.<sup>11</sup>

### **3.5.4 Coronas jacket de acrílico**

Presentan rápidamente alteraciones de color y desgaste. Como el acrílico tiene un alto coeficiente de expansión térmica, las constantes fluctuaciones de temperatura que se producen en la boca condicionan una rápida alteración de los márgenes que pronto presentan filtraciones y con frecuencia caries secundaria. Sin embargo; las coronas jacket de acrílico confeccionadas en el laboratorio resultan útiles como coronas



intermedias ya que son más permanentes que los provisionales simples que se utilizan habitualmente y, por otra parte, cuestan menos que las coronas de porcelana o las ceramometálicas. Se utilizan cuando es necesario emplear otras modalidades terapéuticas, como por ejemplo, un tratamiento periodontal u ortodóntico, antes que puedan confeccionarse las coronas definitivas.<sup>11</sup>

### 3.6 Coronas anteriores en dientes endodonciados

Por lo general, la cavidad de acceso endodóntico y el tallado dejan una cantidad insuficiente de dentina para soportar una corona, en este caso la retención se obtiene mediante un perno que se ajusta en un canal radicular ensanchado. Estos pernos únicamente se utilizan como retención y la idea de que añadan resistencia al diente ya ha sido descartada. Por este motivo, cuando sea posible, se prefiere obtener retención para la corona sin emplear un perno, a pesar de que existen ciertas pruebas de la dentina de los dientes endodonciados es más frágil que la dentina de los dientes naturales.<sup>10</sup>

- El muñón de cemento de ionómero de vidrio o de composite y corona.
- Perno y muñón y una corona independiente.
- Corona con perno en una sola pieza
- Otros tipos.
- Muñón de cemento de ionómero de vidrio o de composite y coronas.

Cuando queda suficiente dentina, la cavidad de acceso endodóntico se puede rellenar y la dentina ausente se puede sustituir por cemento de ionómero de vidrio que se une directamente a la dentina. De forma alternativa, se puede emplear agentes adhesivos dentinarios para adherir el composite a la dentina y se puede grabar la dentina (dado que ya no



existe pulpa) y conseguir la retención con interdigitación micro mecánica de la capa adhesiva de composite en los túbulos dentinarios.<sup>11</sup>

Los cementos de ionómero de vidrio tienen la ventaja de que no se contraen con la polimerización y de que también liberan flúor de forma que de existir fugas en los márgenes de la corona existen menos riesgos de que se desarrollen caries secundarias. El composite es más fuerte y es más fácil de preparar, dado que se corta con un tacto semejante a la dentina.<sup>12</sup>

### **3.6.1 Perno muñón y corona independiente**

Los pernos y muñones se elaboran en el laboratorio o bien se compran prefabricados. Los primeros tienen la ventaja de su adaptabilidad y pueden utilizarse en canales radiculares muy finos con caries en la coronaria del canal radicular y en canales con una sección oval, así como en dientes birradiculares con raíces paralelas.

Los pernos prefabricados o los muñones con espiga coladas tienen la ventaja de que normalmente se ajustan al mismo tiempo que se prepara el diente, evitando así las necesidades de una corona con perno provisional. Generalmente son más recientes y pueden ser mucho más retentivos que los pernos fabricados en el laboratorio y muñones fabricados en laboratorio. Sin embargo, están contruidos con metales no nobles y existe el riesgo de corrosión con cambio de color de la raíz. El coste del laboratorio es más bajo cuando se emplean pernos preformados, hay que considerar el tiempo que el clínico tarda en ajustar el perno.<sup>11</sup>

### **3.6.2 Corona con perno en una sola pieza**

En casos donde no hay suficiente espacio dentro de la corona del diente donde quepa un muñón retentivo y una corona separada. Entonces la



solución suele ser la preparación de una corona de material ceramometálico con el colado del perno como parte de la propia corona.

Otros tipos de coronas para dientes endodonciados.

Una corona se puede fabricar construyendo un muñón, generalmente en composite retenido por pins; también puede utilizarse una corona ceramometálica retenida por pins colados en la base de la corona.<sup>11</sup>

### **3.7 Coronas anteriores parciales**

Antes de la introducción de las coronas ceramometálicas, cuando no existían materiales satisfactorios para poner facetas sobre la corona metálica, solían utilizarse coronas parciales de distintos tipos con objeto de reparar dientes individuales y como retenedores para puentes y férulas. Hoy que disponemos de restauraciones de composite retenidas con grabado ácido y de coronas ceramometálicas las coronas parciales anteriores son menos frecuentes. Sin embargo, en ciertas ocasiones conviene mantener la superficie vestibular natural, y veces es difícil reparar el diente para una corona completa.<sup>11</sup>

#### **3.7.1 Ventajas de las coronas parciales**

La corona parcial tiene la ventaja de que exige menor destrucción del tejido dentario y de que es más fácil mantenerla fuera de los márgenes gingivales que las coronas completas.

Por otra parte cuando se utilizan pins como mecanismos de retención, la flexibilidad sobre la vía de inserción es mayor. Los dientes divergentes se pueden preparar para recibir coronas parciales con una vía común de inserción para puentes o férulas, lo cual será difícil con preparación de coronas completas.<sup>12</sup>



### **3.7.2 Desventaja de las coronas parciales**

Las desventajas de este tipo de coronas, en presencia de oro en el borde incisal, la pérdida de transparencia incisal, junto con el color oscuro del metal que se observa a través, cuando se utilizan pins, sobre todo cuando la vía de inserción de la preparación no es el eje mayor del diente, hay que tener mucho cuidado de no lesionar la pulpa dental.<sup>12</sup>

### **3.8 Coronas (tres cuartos)**

Es el tipo tradicional de corona parcial anterior, cubre la superficie lingual o palatina del diente así como las superficies mesial y distal, dejando expuesta la superficie vestibular.

Aunque el nombre corona tres cuartos es una denominación razonable para este tipo de preparaciones no lo es tanto para las numerosas variaciones de coronas parciales anteriores que cubren menos de tres de las cuatro superficies del diente. El oro de la superficie proximal cubierta puede soldarse a otras coronas o dientes artificiales para preparar férulas o puentes.

Se pueden fabricar coronas parciales superiores con faceta estética cubriendo sólo la superficie palatina del diente. Estas coronas sirven para alterar el contorno palatino como parte de un ajuste oclusal y se retienen por medio de pins.<sup>11</sup>

### **3.9 Coronas posteriores completas**

Coronas de oro colado (u otra aleación). Aunque tradicionalmente se utiliza una aleación de oro para la fabricación de coronas completas de metal, el costo del oro y los grandes progresos que han experimentado las aleaciones alternativas han condicionado un rápido incremento en el número de coronas que se fabrican de metales no preciosos.



Las coronas de oro se utilizan cuando al paciente no le importa el aspecto de metal o cuando el diente no se ve en los movimientos normales de la boca. Si hay que poner una corona completa es la restauración de elección ya que requiere la mínima reducción de tejido dentario, los márgenes no se ven alterados por la presencia de del material de la faceta, la superficie oclusal se puede ajustar y pulir fácilmente y el tiempo de confección en el laboratorio es inferior al necesario para la fabricación de otro tipo de coronas. Es la restauración más cómoda para conseguir puntos de apoyo, planos guía, repisas para retenedores recíprocos y lechos en prótesis mixtas. Pueden soldarse para confeccionar puentes o férulas y es posible añadir soldadura con objeto de reconformar su superficie. La única desventaja significativa de la corona posterior de oro colado es su aspecto; y lo mismo ocurre con todas las demás aleaciones utilizadas para fabricar coronas coladas.<sup>11</sup>

### **3.9.1 Coronas ceramometálicas**

La principal ventaja de este tipo de coronas sobre las coronas completamente metálicas es su estética. La porcelana puede utilizarse en la mayoría de las superficies vestibulares y oclusales. Cuando se trata de dientes inferiores, muchas veces es más importante que sea la superficie oclusal, y no la vestibular la que tenga el color del diente; sin embargo en el caso de los dientes superiores solo se ve la superficie vestibular, en ocasiones también hay que cubrir las demás caras del diente con porcelana.<sup>11</sup>

Las coronas posteriores ceramometálicas tienen la desventaja de que hay que eliminar una mayor cantidad de tejido dentario con objeto de dejar espacio para el grosor de la porcelana, si se trata de la superficie oclusal de un diente con una corona clínica corta, a veces surgen problemas de retención debido a la escasa longitud de la preparación. Cuando ello sucede hay que recurrir a mecanismos adicionales de retención por medio de pins o surcos.<sup>11</sup>



Con los muñones de amalgama retenidos por pins es más fácil encontrar problemas con una preparación para corona ceramometálicas que con una para corona totalmente metálica, debido a que la mayor reducción de material del muñón puede hacer que los pins queden expuestos, poniendo así en peligro la retención del muñón.<sup>11</sup>

### **3.9.2 Coronas cerámicas**

Se pueden utilizar coronas jacket de porcelana en dientes posteriores junto con un perno y un muñón en un premolar de una sola raíz. Es necesario tener precaución al evaluar la oclusión, pero si está es favorable, una corona de cerámica de alta resistencia o colable tiene un mejor aspecto que una corona ceramometálica.<sup>12</sup>

### **3.10 Coronas posteriores parciales (coronas tres cuartos)**

Las coronas posteriores tres cuartos cubren realmente (cuatro quintos) de la superficie dentaria: las caras mesial, distal, oclusal, lingual o palatina.

Se retienen mediante surcos sobre las superficies mesial, distal y oclusal que realizan eficazmente la misma función que la superficie vestibular de una corona completa. Siempre se hacen de metales colados, que puede ser oro o cualquier otra aleación metálica utilizada en odontología. Se utilizan cuando la superficie vestibular de un diente se encuentra intacta y su reducción como parte de una corona completa haría que el metal se viera de forma antiestética e innecesaria; también se emplean cuando la reducción de la cúspide vestibular la debilitaría reduciendo la fuerza de la preparación.<sup>11</sup>



### **3.10.1 Ventajas**

La ventaja de este tipo de coronas posteriores tres cuartos es que son más conservadoras del tejido dentario que las coronas completas y el margen de la corona no se acerca al margen gingival a nivel vestibular. Sigue siendo probar la vitalidad del diente a través de la superficie vestibular y el aspecto es mejor que el de una corona metálica completa sin que hay necesidad de destruir más tejido dentario.<sup>11</sup>

### **3.10.2 Desventajas**

Algunos profesionales encuentran dificultades para la preparación; por tal motivo es conveniente aprender bien hacerla, ya que la corona tres cuartos sigue siendo útil por el poco desgaste de estructura dentaria que hay que eliminar para la preparación.<sup>11</sup>

### **3.11 Otros tipos de coronas posteriores parciales**

Al igual que sucede con las coronas anteriores hay diversas coronas posteriores alternativas. La corona “siete octavos” recubre todo el molar superior excepto la cúspide mesiovestibular; la media-corona mesial recubre la mitad mesial y la superficie oclusal de un diente posteroinferior cuando la pared distal es muy corta, y también se realizan variaciones que dejan expuestos los diferentes fragmentos de la superficie dentaria. Los principios que dirigen el diseño de todas estas restauraciones parciales son los mismos.<sup>11</sup>

Es el clínico que las utiliza quien debe diseñar y detallar cada restauración para resolver concretamente los problemas que se le





presenten. No es bueno hacer los diseños de las preparaciones como si fuera una receta de cocina, dado que todos los pacientes son diferentes y siempre se debe tratar de conservarse la mayor cantidad de estructura dentaria que sea posible.<sup>11</sup>

### **3.11.1 Onlay**

Es otra de las variaciones de la corona parcial posterior, se hace para modificar la superficie oclusal o la dimensión oclusal vertical, pero sin cubrir necesariamente ninguna de las caras axiales. Se retiene por medio de pins u otros dispositivos intracoronales y en ocasiones se restauran cuadrantes completos de dientes antagonistas.<sup>11</sup>

## **3.12 Cerámicas de gran resistencia**

La principal desventaja de las primeras restauraciones era su escasa resistencia, que limitaba su uso en zonas en las que la fuerza era reducida, como la de los dientes anteriores. Igualmente la fractura era bastante común, lo que impulso el desarrollo de materiales de mayor resistencia. Dichos desarrolladores han seguido dos caminos diferentes.

Un método consiste en utilizar dos materiales cerámicos para fabricar la restauración. Un material con núcleo cerámico muy resistente pero poco estético es revestido con porcelana, menos resistente pero con buena estética. Este enfoque es muy similar a la técnica metal-cerámica aunque el color del núcleo cerámico se puede cubrir con facilidad en comparación con la estructura de metal.<sup>11</sup>

El otro enfoque consiste en crear una cerámica que combine la buena estética y la gran resistencia. Esto además es atractivo porque no es necesario añadir el grosor adicional del material para cubrir el núcleo de gran resistencia. Sin embargo, en la actualidad, las cerámicas dentales más resistentes son con núcleos no estéticos.<sup>11</sup>



### 3.13 MECANISMOS DE FORTALECIMIENTO DE LAS CERÁMICAS DENTALES

A pesar de sus excelentes cualidades estéticas y su asombrosa biocompatibilidad, las cerámicas dentales, al igual que todos los materiales cerámicos, son frágiles. Son susceptibles a la fractura en el momento de colocarlas y durante la función. Los materiales frágiles como las cerámicas tienen al menos dos tipos de defectos: los defectos de fabricación y las grietas superficiales, a partir de las cuales se pueden originar las fracturas. Entre los métodos los métodos utilizados para mejorar la resistencia y el rendimiento clínico de las cerámicas dentales se incluyen el fortalecimiento cristalino, el fortalecimiento químico y la transformación inducida por la fuerza.<sup>11</sup>

#### 3.13.1 Defectos de fabricación

Los defectos de fabricación se producen durante el proceso de elaboración y son surcos o inclusiones generados durante la sinterización. La condensación manual del fluido cerámico antes de la sinterización<sup>2</sup> puede producir porosidades. La sinterización al vacío reduce la porosidad de las cerámicas dentales del 5,6 al 0,56% del volumen. Se ha demostrado que las porosidades del lado interno de las restauraciones vitrocerámicas fallidas lo convierten en una zona donde se inician las fracturas. Además las micro fracturas se producen en las cerámicas que contienen leucita una vez enfriadas, y derivan de la falta de coordinación en la contracción térmica de los cristales y la matriz vítrea.<sup>11</sup>

---

<sup>2</sup> Sinterizar: Hacer que una masa se vuelva cohesiva calentándola sin fundirla.



### **3.13.2 Grietas superficiales**

Las grietas superficiales se producen durante el tallado. El tamaño natural de las grietas varía entre los 20 y 50 nanómetros. Normalmente la fractura del material cerámico se produce desde la grieta de mayor tamaño, que determina la resistencia de la fractura de la restauración. Los ceramistas analizan el fracaso con un método estadístico, evaluando el tamaño de la grieta y la distribución espacial.<sup>11</sup>

### **3.13.3 Refuerzo Cristalino**

Implica introducir una proporción elevada de fase cristalina en el material cerámico para mejorar la resistencia a la propagación de fracturas. Los cristales pueden desviar la fractura que va avanzando para aumentar la resistencia a la fractura de los materiales bifásicos. A las características micro estructurales que normalmente llevan al desvío de las fracturas son:

- 1) Las interfaces debilitadas entre los gránulos de los materiales monofásicos que se pueden producir por una sinterización incompleta.
- 2) La deformación residual de los materiales bifásicos.

La fase cristalina con mayor expansión térmica que la matriz, provoca fuerzas de contracción tangenciales (y tensión radical) cerca de la interface cristal-matriz. Dichas fuerzas tangenciales tienden a desviar la fractura alrededor de la partícula. Las partículas de leucita tienen un mayor coeficiente de expansión térmica que la matriz vítrea que las



rodea. Tras el enfriamiento, las fuerzas de compresión se desarrollan en la interface de cristal de leucita-matriz.<sup>11</sup>

### **3.13.4 Reforzamiento químico**

El reforzamiento químico es otro método empleado para aumentar la resistencia de los cristales y cerámicas. El reforzamiento químico se basa en el intercambio de pequeños iones alcalinos por iones mayores por debajo del punto de deformación de los materiales cerámicos. En este rango de temperatura no se puede producir la relajación de las fuerzas, por lo que el intercambio fomenta la creación de una capa de compresión en la superficie de la cerámica. Finalmente, cualquier carga aplicada debe superar esta capa de compresión interna antes de que la superficie se pueda someter a tensión; esto produce un aumento de la resistencia a la fractura. En esta técnica se utilizan sales alcalinas con el punto de fusión inferior a la temperatura de transición del vidrio del material cerámico.

Se ha demostrado que el reforzamiento por intercambio de iones aumenta la resistencia a la flexión de la porcelana dental feldespática hasta el 80% dependiendo de las especies iónicas empleadas y de la composición de la porcelana.

La profundidad de la capa de iones intercambiados puede ser de hasta 50 nanómetros. Sin embargo esta técnica depende de la difusión y si cinética se ve limitada por el tiempo, la temperatura y el radio iónico de los iones intercambiados.

La industria del vidrio también utiliza el atemperamiento térmico (enfriamiento rápido) como método de reforzamiento.<sup>11</sup>

### **3.13.5 Transformación inducida por la tensión**

Algunos materiales cerámicos como la zirconia poli cristalina, el reforzamiento puede obtenerse con la transformación inducida por la



tensión. La zirconia es monoclinica a temperatura ambiente y tetragonal entre 1.170 °C (2.140 °F) y 2.370 °C (4.300 °F). La transformación entre la zirconia tetragonal y monoclinica va acompañada de un aumento de volumen. La forma tetragonal se puede mantener a temperatura ambiente añadiendo varios óxidos como el óxido de itrio. La tensión puede desencadenar la transformación de zirconia tetragonal a monoclinica, produciendo un reforzamiento derivado del aumento en el volumen del gránulo en las proximidades del extremo de la fractura.<sup>11</sup>

### **3.13.6 Glaseado**

El glaseado superficial también contribuye a reforzar las cerámicas. El método consiste en la formación de una capa superficial de baja expansión que se forma a altas temperaturas. Tras enfriarse, el glaseado de baja expansión comprime la superficie de la cerámica y reduce la profundidad y el ancho de las grietas superficiales.

El auto glaseado es la técnica estándar empleada con las cerámicas dentales contemporáneas. Consiste en someter el trabajo a cocción oxidante tras la cocción original, sin aplicar un glaseado de baja expansión. Sin embargo, el auto glaseado no mejora significativamente la resistencia a la flexión de la porcelana dental feldespática.<sup>11</sup>

### **3.13.7 Prevención de la corrosión por la tensión**

La resistencia de las cerámicas disminuye en un medio húmedo. Este debilitamiento se debe a la reacción química entre el agua y la cerámica en el extremo de la fractura de control de resistencia, produciendo un aumento del tamaño de la fractura (denominado “corrosión por tensión o fatiga estática”).<sup>11</sup>

Los sistemas cerámicos que se cuecen sobre una lámina de metal, pueden reducir la incidencia de fractura reduciendo la exposición a la



humedad de la superficie interna del material cerámico, desde donde se piensa se origina la fractura. En la industria los revestimientos se utilizan para reducir la corrosión por tensión del vidrio y la cerámica, como las fibras ópticas.<sup>11</sup>

### **3.14 Diferencias de los sistemas cerámicos**

#### **(Cerámicas con núcleo aluminoso)**

El núcleo cerámico de alta resistencia fue introducido por primera vez en odontología por McLean y Hughes en 1965. Recomendaron el uso de la porcelana aluminosa, que se compone de cristales de óxido de aluminio (alúmina) dispersos en la matriz vítrea. Sus recomendaciones se basan en el uso de porcelana reforzada con alúmina en la industria eléctrica y en el hecho de que la alúmina tiene una gran dureza y resistencia a la fractura.<sup>11</sup>

La técnica descrita por McLean consistía en utilizar un núcleo interno opaco con un 50% de su peso de alúmina para una mayor resistencia. Este núcleo se reviste con una combinación de porcelana estética de cuerpo y de esmalte con un 15% un 5% de alúmina cristalina respectivamente y con una expansión térmica adecuada a ambas. Las restauraciones obtenidas eran aproximadamente un 40% más fuertes que las restauraciones tradicionales hechas con porcelana feldespática.<sup>11</sup>

#### **3.14.1 Método de fabricación**

A pesar de que disminuyó su popularidad con la introducción de productos totalmente cerámicos, la destreza de los técnicos a la hora de la fabricación de las coronas de porcelana con un núcleo aluminoso hace que se obtengan dientes artificiales con una estética excepcional.<sup>11</sup>



### 3.15 Cerámicas infiltradas

Los armazones con núcleos de alta resistencia de las restauraciones totalmente cerámicas se pueden fabricar con la técnica de “cerámica infiltrada” como la (In Ceram).

La infiltración es una técnica que se utiliza en la industria cerámica para hacer material sanitario. El medio iniciador es una suspensión acuosa compuesta de finas partículas cerámicas en agua con agentes de dispersión.<sup>11</sup>

La infiltración se aplica sobre un troquel refractario poroso que absorbe el agua de la infiltración y produce la condensación de la infiltración en el troquel. Posteriormente se cuece la pieza a altas temperaturas (1.150 °C) [2.100 °F]. El troquel condensado se contrae más que la infiltración condensada, permitiendo separarlo fácilmente tras la cocción. Posteriormente se infiltra cristal en el núcleo poroso cocido, un proceso único en el que el cristal fundido se introduce en los poros mediante la acción capilar a alta temperatura. Los materiales fabricados con esta técnica tienden a exhibir menos porosidades y menos defectos de fabricación que los materiales cerámicos sintetizados tradicionalmente.<sup>11</sup>

La resistencia de la In-Ceram es aproximadamente entre tres y cuatro veces mayor que la de los primeros materiales del núcleo de alúmina, un descubrimiento que ha impulsado su uso en situaciones de mucha tensión como las prótesis dentales fijas. Existen dos composiciones de porcelana modificada para las técnicas de In Ceram: In Ceram spinell contiene espinel de magnesio ( $MgAl_2O_4$ ) como mayor fase cristalina, que mejora la translucidez de la restauración final. El In-Ceram Zirconia contiene óxido de zirconia ( $ZrO_2$ ) y aporta la máxima resistencia.<sup>11</sup>



### 3.15.1 Método de fabricación

- 1.- Duplicar el troquel de trabajo con un material de impresión elastomérico y verterlo de un material de troquel refractario especial. Primero hay que bloquear cualquier corte sesgado y aplicar dos capas de espaciador. Cuando el material se ha fraguado totalmente.
- 2.- Se mezcla el tono adecuado de alúmina con agitación ultrasónica, se coloca la mezcla al vacío, se aplica con un pincel sobre el troquel de escayola y se le da forma con una cucharilla, recortando los márgenes con cuidado.
- 3.- La infiltración se cuece en un horno especial, inicialmente con un ciclo de secado prolongado hasta los 120 °C (248 °F) que seca el material del troquel, que se comprime lejos del núcleo, posteriormente se cuece la alúmina a 1.120 °C (248 °F). En esta fase el núcleo resultante es poroso y débil pero se puede transferir con cuidado al troquel principal, una vez que se ha quitado el espaciador. La impresión de sinterización se compensa con la expansión del material refractado.
- 4.- Se aplica una mezcla gruesa de capa vítrea con el tono adecuado sobre la superficie del núcleo y se cuece a 1.100 °C (2.012 °F). A medida que el cristal se funde se va colocando en los intersticios de la alúmina mediante la acción capilar, produciendo una estructura de composite con propiedades de resistencia excelentes.
- 5.- El exceso del vidrio del núcleo se elimina con el tallado y la abrasión con chorreado de partículas. La distribución del polvo depende de la descripción detallada del tono de los dientes del paciente. De ser necesario, se pueden hacer pruebas de cocción para poder seleccionar la mezcla adecuada en los casos más difíciles.





- 6.- Tras humedecer el núcleo, se mezcla el polvo con el líquido de modelado y se aplica poco a poco con un pincel.
- 7.- La humedad se elimina con papel sujetándolo sobre la superficie lingual. La acción capilar condensa las partículas de porcelana. Con una ligera vibración, la humedad sube a la superficie antes de añadir la siguiente capa. Para evitar la formación de huecos entre cada aplicación siempre hay que humedecer la superficie.
- 8.- Cuando la corona tenga la forma adecuada, se recorta para dejar espacio a la porcelana incisal.
- 9.- Se aplica la porcelana incisal dando más volumen al borde incisal, entre 1 y 1.5 mm, para compensar la contracción durante el momento de cocción.
- 10.- El montaje se condensa ligeramente con un pincel de mezcla. El exceso de humedad se absorbe con un papel.
- 11.- Se retira la corona del modelo definitivo y se añade el material interproximalmente para compensar la contracción.
- 12.- Secar la corona y conservarla.<sup>11</sup>

### **3.16 Cerámicas termoprensadas**

Las cerámicas termo prensadas son muy populares en odontología desde la década de 1990. Las restauraciones se enceran, revisten y prensan de forma similar a la de los colados de metal. Aparentemente la adaptación marginal es mejor con el termo prensado que con los núcleos de alúmina de gran resistencia. La mayoría de los materiales termo prensados tienen leucita como principal fuente de reforzamiento de la fase cristalina, dispersa en la matriz vítrea. El tamaño del cristal varía de los 3 a los 10 nanómetros, y el contenido de leucita varia del 35-50% del volumen, dependiendo del material.<sup>11</sup>



### **3.16.1 Base de leucita**

Los cilindros de cerámica se prensan a elevadas temperaturas 1.165 °C (2.130 °F) en un molde refractario hecho con la técnica de cera perdida. Los cilindros de cerámica están disponibles en distintos tonos. Se pueden utilizar dos técnicas de acabado:

- a) Técnica de caracterización. Únicamente tinción superficial.
- b) Técnica estratificada. Se aplica porcelana de revestimiento.

Ambas técnicas producen valores medios de resistencia a la flexión comparables para el composite de porcelana resultante. En la técnica de revestimiento el coeficiente de expansión térmica del núcleo suele ser menor al de la técnica de tinción como para poder ser compatible con el coeficiente de expansión térmica de porcelana de revestimiento. Entre los materiales que contienen leucita disponible en el mercado para el prensado térmico, se encuentran el IPS Empress, Optimal Pressable Ceramic y dos materiales de baja fusión Cerpress y Finesse.<sup>11</sup>

### **3.16.2 Método de fabricación**

1. Encerar la restauración hasta el contorno final, colocar el bebedero y revestirla al igual que con los colados de metal. Si se emplea la técnica de revestimiento, sólo se encera la forma de la porcelana de cuerpo.
2. Calentar el revestimiento a 800 °C o la temperatura recomendada por el fabricante para fundir y eliminar el patrón.
3. Insertar el cilindro cerámico del tono adecuado y la empacadora de alúmina dentro del bebedero, y colocar el refractario en un horno de prensado especial.
4. Tras calentarlo a 1.165 °C, la cerámica está más blanda y se prensa lentamente en el molde al vacío.



5. Tras el prensado, se recupera la restauración del revestimiento mediante la abrasión por chorreado de partículas y se retira del bebedero y se coloca en el troquel. La estética se puede mejorar aplicando una capa de esmalte de la porcelana adecuada o realizando la caracterización superficial. La técnica para una prótesis dental fija es similar.<sup>11</sup>

### **3.17 Cerámicas con diseño y fabricación asistida por ordenador**

La evolución de los sistemas de diseño y fabricación asistidos por ordenador (CAD/CAM) para la fabricación de inlays, onlays, carillas y coronas derivó en el desarrollo de una nueva generación de cerámicas.<sup>11</sup>

#### **3.17.1 Sistemas CEREC**

El sistema Cerec se ha comercializado desde la década de los 1980. A mediados de los años 1990 se introdujo el sistema Cerec 2 mejorado y en el año 2000 el sistema cerec 3. Consiste en imágenes integradas por ordenador y en un sistema de tallado que permite diseñar las restauraciones en la pantalla del ordenador. Con este sistema se pueden utilizar varios materiales VITA Mark II, ProCad, In-Ceram Alúmina y Spinell.

- VITA Mark II: contiene feldespato (sanidina,  $KAlSi_3O_8$ ) como principal fase cristalina en la matriz vítrea.
- ProCad: Es una cerámica con leucita diseñada para hacer restauraciones diseñadas y fabricadas por ordenador.
- IN-Ceram Alúmina y Spinell: se preparan antes de la fase de infiltración y revestimiento.<sup>11</sup>

La última versión disponible del software CAD/CAM permite tener una visualización tridimensional completa de la restauración

proyectada para poder hacer ajustes virtuales. Las distintas superficies de la restauración virtual se pueden modificar en tres dimensiones antes de fabricarla (fig. 12).<sup>11</sup>

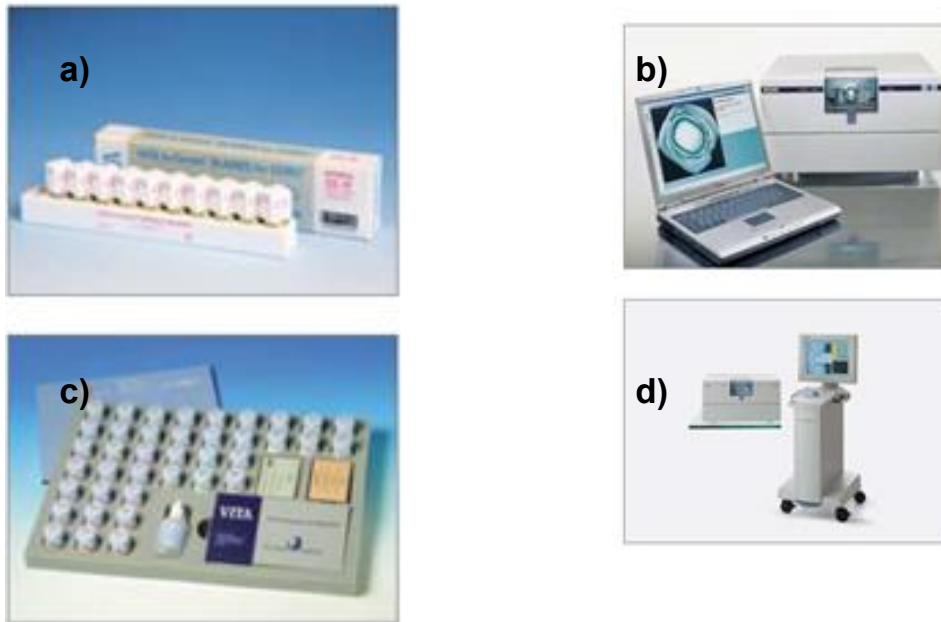


Fig. 12. a) bloques de cerámica, b) horno para cocción de las prótesis de cerámica, c) set de bloques de cerámica, d) sistema CEREC para confección de cerámicas de alta resistencia.

### 3.17.2 Método de fabricación

1. Para la preparación dental se siguen las recomendaciones convencionales de las restauraciones totalmente cerámicas.
2. Se cubre la preparación con polvo opaco.
3. Se toma una imagen de la preparación con el escáner óptico y se alinea la cámara con la dirección de colocación de la restauración. Cuando se obtiene la mejor imagen, se guarda en el ordenador.
4. Se identifican y marcan los márgenes y contornos en la pantalla del ordenador. El software sirve de ayuda en esta fase.



5. Se coloca el bloque de cerámica del tono adecuado en la máquina de tallado. El tiempo de fabricación de una corona es aproximadamente de 20 minutos. Con la tinción se logra la caracterización adicional.
6. La restauración se prueba en la boca, se graba, se silaniza y se cementa.<sup>11</sup>

### **3.18 Cerámicas preparadas y sintetizadas**

La investigación en el campo de las cerámicas de zirconia y la tecnología CAD/CAM ha fomentado la fabricación de cerámicas de zirconia para las restauraciones dentales. El material empleado es la zirconia tetragonal estabilizada con óxido de itrio de tres moles.

Las cofias de zirconia más grandes se fabrican a partir de bloques de zirconia pre sintetizados para compensar la contracción provocada por la sinterización. Posteriormente las restauraciones se sinterizan a elevadas temperaturas 1.350-1.450 °C [2460-2.640 °F] durante varias horas. Las cerámicas de revestimiento se seleccionan para lograr una restauración estética, el núcleo de estos materiales muestra una gran resistencia y dureza frente a la fractura.<sup>11</sup>

### **3.19 Sistema procera AllCeram**

El sistema Procera AllCeram incluye un proceso industrial de CAD/CAM. El técnico escanea mecánicamente el troquel y los datos se envían a la terminal, donde se fresa el troquel ampliado con una máquina de fresado controlada por el ordenador. Esta ampliación es necesaria para compensar la contracción de la sinterización. Posteriormente se compacta el polvo de óxido de aluminio sobre el troquel, y se fresa la cofia antes de la sinterización a muy alta temperatura (>1.150°C [2.820°F]).



Posteriormente se reviste la cofia con una cerámica aluminosa con la expansión térmica adecuada. Las restauraciones tienen un buen rendimiento clínico y buena adaptación marginal, siempre que el proceso se haya hecho eficientemente.<sup>11</sup>

### **3.19.1 Método de fabricación**

1. Preparados los dientes siguiendo las indicaciones de las restauraciones totalmente cerámicas.
2. El modelo se hace según el método convencional, pero en el troquel se hace una depresión para poder identificar el margen más fácilmente durante el proceso.
3. Se hace un plano del troquel con un escáner de contacto.
4. La forma del diente preparado se transfiere a la pantalla del ordenador.
5. El diseño de la restauración se transfiere al fabricante a través del ordenador.
6. El proceso de producción comienza con el fresado de un troquel ampliado para compensar la contracción de la sinterización.
7. Se fresa una cofia ampliada con un alto contenido de alúmina; tras la sinterización se contrae hasta alcanzar la forma deseada.
8. La cofia se vuelve al laboratorio y se aplica la porcelana de cuerpo e incisal siguiendo el método convencional.<sup>11</sup>

### **3.20 Sistema LAVA**

En este sistema se utiliza el método CAD/CAM para fabricar restauraciones cerámicas con armazón de zirconia. Las preparaciones se escanean y los armazones se fresan a partir de los huecos de



zirconia pre sintetizada. Se aumenta el tamaño del armazón para compensar la contracción que se produce durante la sinterización. Una vez sintetizado el armazón se reviste con capas de porcelana estética de forma similar a la técnica de metal-cerámica.<sup>11</sup>

### **3.21 Sistemas reforzados con metal**

Los sistemas con subestructura con alto contenido de metal están diseñados para superar algunas de las desventajas inherentes a la técnica de la corona jacket de porcelana. Los sistemas dependen de las distintas formas de fabricar una cofia fina sobre la que se cuece la cerámica. Por tanto, existen coronas de metal-cerámica y coronas totalmente cerámicas.<sup>11</sup>

### **3.22 Sistema CAPTEK**

La cofia se fábrica a partir de dos láminas de cera impregnadas en metal que se adaptan al troquel y se cuecen. La primera lámina forma una capa porosa, en la segunda se impregna un 97% de la aleación metálica. Entre las ventajas de este sistema destaca su excelente apariencia estética y su adaptación marginal.<sup>11</sup>

#### **3.22.1 Método de fabricación**

1. Duplicar el troquel en un material refractario especial
2. Cortar un trozo de lámina de cera impregnada en la aleación metálica seleccionada
3. Adaptar la lámina al troquel y posteriormente cocerlo a una temperatura de 1.075 °C (1.965 °F) formando una cofia de metal porosa

4. Adaptar la segunda lámina impregnada de la aleación metálica y volver a cocerla. La acción capilar hace que el metal se filtre en la estructura porosa de la aleación metálica para formar la cofia terminada.
5. Aplicar la porcelana de cuerpo opaca y la porcelana incisal de forma similar a las de las coronas de metal-cerámica convencionales.
6. Glasear toda la restauración y pulir la lámina de metal en el margen. Esta técnica ha sido adaptada para las prótesis dentales fijas.<sup>11</sup>

### 3.23 Revestimiento labial de porcelana

Las carillas labiales de porcelana se pueden fabricar con la técnica de troquel refractario o bien con la matriz de platino y con cerámicas termo prensadas. Las técnicas de prensado por calor son populares pero tienen limitaciones en cuanto al resultado estético. La técnica de matriz de platino es difícil de aprender, pero permite hacer carillas con una mejor adaptación marginal que con la técnica refractaria. (fig.13).<sup>11</sup>

#### 3.23.1 Fabricación

1. Modificar el troquel de trabajo bloqueando los cortes de los dientes con plástico de modelado.
2. Adaptar la lámina es esencial conseguir un buen ajuste sobre todo en el margen incisal.
3. Eliminar, limpiar y des gasificar la lámina, se puede usar la técnica de



*Fig. 13 Revestimiento labial de porcelana, o carilla de porcelana.*





abrasión por chorreado de partículas.

4. Montar y cocer las carillas, normalmente se hace en dos o tres capas, sobre todo cuando es necesario que la carilla cubra manchas, y se aplica una capa incisal más opaca.
5. Contornear y glasear las carillas, se modelan hasta lograr el contorno final.
6. Antes de probarlo, se retira la lámina
7. Se silaniza y se cementan las carillas.<sup>11</sup>

### **3.24 Inlays y onlays**

Las restauraciones cerámicas se suelen hacer empleando los sistemas termoprensados. La adaptación marginal puede ser excelente más del técnico que del material utilizado.<sup>12</sup>

### **3.25 Restauraciones con base totalmente de cerámica**

Los materiales totalmente cerámicos se han utilizado como restauraciones base para los dientes tratados endodónticamente, para evitar los problemas estéticos asociados a los pernos de metal y los sistemas de muñones. El perno esta hecho de zirconia, por su excelente resistencia, y dependiendo del sistema, el muñón puede estar hecho de composite o cerámica prensable.<sup>11</sup>

### **3.26 Cerámicas adhesivas**

El rendimiento de las restauraciones totalmente cerámicas han mejorado gracias a la resina de fijación. Esta técnica se utilizó por primera vez para la técnica de carillas de láminas de porcelana y se ha aplicado a otras restauraciones cerámicas. La técnica consiste en utilizar ácido fluorhídrico o un sustituto menos tóxico para grabar la cerámica y un



agente de acoplamiento de silano para fijar el agente de unión a la cerámica. La fijación con resina no mejora la resistencia de los núcleos de alúmina de alta resistencia como el In-Ceram y el Procera. Sin embargo en el caso de las cerámicas feldespáticas y reforzadas con leucita, la fijación con resina es el método recomendado y también se utiliza para cementar las coronas inlays y onlays cerámicas. <sup>11</sup>



## **CAPÍTULO 4**

### **DIENTES ARTIFICIALES DE RESINA ACRÍLICA**

#### **4.1 Definición**

Diente artificial y/o postizo elaborado con poli metil-metacrilato elaborado para una prótesis dental, parcial, total, fija o removible.

#### **4.2 Materiales y moldeo de fabricación de los dientes de Resina acrílica**

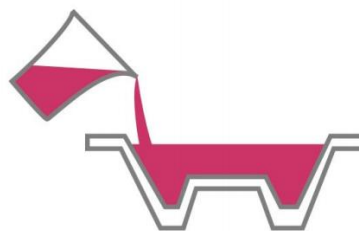
##### **4.2.1 Moldeo por Colada**

Uno de los sistemas de moldeo más sencillos de los plásticos históricos se conseguía mediante colada del material plástico líquido en el interior del molde. Este estado líquido se alcanzaba por calentamiento, en el caso de un pre polímero, o por su disolución o mezcla con plastificantes, en el caso de los polímeros ya formados; de esta manera se adaptaban al molde y adquirían la forma deseada. Hay que señalar que una vez que el proceso de polimerización se había completado, su fusión no permitía conseguir la fluidez apropiada para su vertido y moldeo, por lo que pronto se puso de manifiesto la necesidad de partir de pre polímeros. Así, cuando el polímero se encontraba en un estadio intermedio de polimerización, su estado aún era lo suficientemente fluido (con la consistencia, por ejemplo, de un jarabe), de manera que era posible verterlo dentro de los correspondientes moldes para proceder a su moldeo. A diferencia de

otros sistemas de procesado, éste solía desarrollarse sin necesidad de presión, tan sólo vertiendo la resina líquida en el molde.

Esta técnica se emplea también en el moldeo de dentaduras postizas. La manufactura de objetos de fenol formaldehído (en este caso con ciertos problemas técnicos en su procesado (fig. 14) y de poli (metil metacrilato).<sup>8</sup>

En el caso del caucho vulcanizado (ebonita o vulcanita) también se empleó un sistema de moldeo por colada para fabricar objetos decorativos o de tocador. La mezcla homogénea de caucho y azufre, previamente tratada en la máquina masticadora, se introducía en moldes de escayola con la forma deseada y posteriormente se pasaba a una cámara de vapor en la que el objeto se exponía a condiciones de alta temperatura y presión; la aplicación de presión era necesaria para obtener una materia no porosa. Posteriormente, la vulcanita podía trabajarse con los instrumentos propios del trabajo del marfil, siempre manteniéndose fría. Si era necesario moldear o grabar por impresión, se calentaba nuevamente. Esta acción simultánea del calor y la presión se lograba empleando una prensa hidráulica y, si se querían obtener láminas, se empleaba un recipiente, conocido como “vulcanizadora”, equipado con calentamiento a vapor. Un proceso muy similar de preparación era el exigido en el caso del fenol formaldehído; la maquinaria desarrollada para su moldeo bajo presión y temperatura se llamó, “baquelizadora”.<sup>8</sup>



*Fig. 14 Moldeo por colada.*

## 4.2.2 Moldeo por compresión

En este sistema una pequeña cantidad de “polvo de moldeo” se dispone en el interior del molde que, al cerrarse se somete a presión y temperatura hasta que se funde la carga. El exceso de material se acumula en las juntas del molde formando una rebaba. En el caso de materiales termoestables se sigue manteniendo la presión mientras se producen las reacciones de curado, después de lo cual el objeto moldeado se expulsa mientras todavía permanece caliente (fig.15). Con los materiales termoplásticos el molde no debe ser extraído antes de su enfriamiento, ya que de lo contrario no conservaría la forma adquirida. El largo tiempo requerido para enfriar estos grandes moldes metálicos limita el uso del moldeo por compresión cuando se trata de termoplásticos, para los que resulta más apropiado el moldeo por inyección.<sup>8</sup>

La maquinaria para el moldeo por compresión utilizada en la industria del acetato de celulosa, también requería una preparación previa de polvo de moldeo. Para ello, en una primera etapa el acetato de celulosa se mezclaba con disolventes como benceno, tolueno o metanol; la mezcla así obtenida presentaba una fluidez suficiente para obtener láminas de 1-3 mm de grosor a temperatura ambiente.

Para su endurecimiento se aplica calor y la temperatura alcanzada dependerá del tipo de plástico; se puede afirmar que se trata de una técnica de moldeo



más cara que el moldeo

*Fig. 15 Esquema que explica el “Moldeo por compresión”.*



por inyección, dado que requiere un ciclo de tiempo mayor y, por tanto, se incrementan los costes. En parte debido a la presencia de esta carga, el abanico de posibles colores está limitado a las tonalidades oscuras.<sup>8</sup>

#### **4.2.3 Moldeo por transferencia**

En este caso el polvo de moldeo se calienta previamente en una cámara independiente y, desde ésta es transferida al molde a través de una puerta u orificio. Puesto que el polímero se calienta previamente y su entrada en el molde se produce cuando ya está en estado fluido, este sistema de moldeo presenta una excelente fidelidad de moldeo. Esta ventaja ocasionada habitualmente, junto con el moldeo por inyección.<sup>9</sup>

#### **4.2.4 Moldeo por Inyección**

En términos generales, en este tipo de moldeo, los gránulos de partida se introducen, a través de una tolva, en un cilindro caliente. Cuando esta masa adquiere un estado líquido de viscosidad suficientemente baja, es presionada mediante la acción de un émbolo o un tornillo, e inyectada en el interior de un molde cerrado y refrigerado, desde el cual el objeto moldeado es expulsado tras un tiempo relativamente corto (fig. 16).<sup>8</sup>

Normalmente también queda solidificada una pequeña cantidad de material que alcanza el orificio de colada y que, una vez solidificado se expulsa con el objeto moldeado. En los moldes multimpresión (muy frecuentes en el ámbito de las maquetas realizadas con piezas de plástico) el equipo de moldeo dispone de una serie de canales por los que se distribuye el material a las diversas cavidades; estos canales posteriormente deben ser eliminados de la pieza final. También el

orificio del canal a través del cual el material es inyectado queda visible en la pieza moldeada, lo que puede servir para identificar este tipo de procesado. En los primeros objetos moldeados, el orificio de colada era grande (4 mm. de diámetro) y estaba en posición central, mientras que en los objetos moldeados modernos es más pequeño y normalmente se encuentra situado en una parte más oculta del objeto.

Desde sus inicios, situados a finales del siglo XIX, el moldeo por inyección ha tenido un gran desarrollo industrial. Al principio fue una técnica de moldeo reservada principalmente para la producción de peinetas y botones; actualmente se aplica para fabricar algunos de los productos más destacados de la industria, el consumo y el ámbito médico.

Este tipo de moldeo se ha empleado para el poli (metil-metacrilato) y el poli (estireno). También era posible utilizar este sistema de procesado en el caso del fenol y los amino formaldehídos, partiendo de sus correspondientes polvos de moldeo.

Como ya se ha mencionado, el moldeo por inyección fue utilizado principalmente para los materiales termoplásticos pero también se empleó para los plásticos termoestables, tales como el fenol formaldehído y los amino formaldehídos. En este caso se requiere que la maquinaria presente una buena ventilación, de forma que puedan eliminarse los gases generados durante el proceso de curado del material. <sup>8</sup>

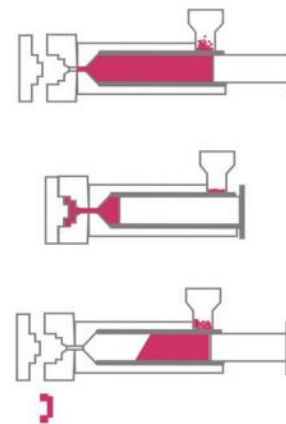


Fig.16 Esquema que explica un "moldeo por inyección".



#### 4.2.5 Moldeo por extrusión

El proceso de extrusión, un tornillo de Arquímedes<sup>3</sup> 48 reparte el material a través de un cilindro que se mantiene caliente y, finalmente, lo dirige hacia la boquilla de salida que, dependiendo de su forma, permite la obtención de tubos huecos o de distintos perfiles. Este tipo de moldeo permite trabajar en proceso continuo y el enfriamiento del material se lleva a cabo mediante una corriente de agua. Finalmente las piezas se cortan a la medida adecuada.<sup>9</sup>

Este tipo de moldeo fue inventado por Bewley en 1847 para la producción de los cables de gutapercha submarinos o de otros tipos. Fue también empleado en el procesado de plásticos de caseína y en la industria del caucho. Sin embargo, los equipos diseñados en aquella época no resultaron muy adecuados para otros materiales plásticos.

Aunque el moldeo por extrusión está especialmente indicado para los materiales termoplásticos, también puede ser utilizado para el moldeo de materiales termoestables. En este caso, el calor es necesario para ablandar el pre polímero y los correspondientes aditivos y, además, producir las reacciones de polimerización del material. Además, el control de la temperatura debe ser más riguroso para que la polimerización no sea excesivamente rápida; si esto es así, el polímero pierde fluidez y no puede ser expulsado por la boquilla. Probablemente es el más antiguo de los métodos utilizados para dar forma a los materiales plásticos y fue utilizado con materiales plásticos de origen natural como el cuerno y el carey. Para su aplicación se parte del polímero, previamente procesado, normalmente en forma de

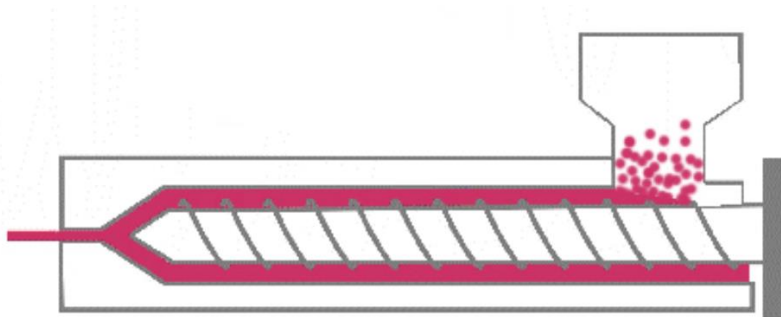
---

<sup>3</sup> El Tornillo de Arquímedes "Antiguo dispositivo consistente en un tornillo hueco inclinado (o en un tubo enrollado en hélice alrededor de un eje inclinado), que lleva sumergido en el agua la extremidad inferior, con lo que, al girar el tornillo, ascendía el líquido hasta el nivel de arriba.



láminas; es aplicable con la mayoría de termoplásticos y en la actualidad es muy utilizado en la fabricación de envases para la industria alimentaria (fig.17).<sup>8</sup>

Desde 1945 las hojas de poli (metil-metacrilato) han sido termo moldeado, pero en la actualidad por razones económicas se prefiere el moldeo por inyección, exceptuando en aquéllos casos en los que sólo fueran necesarias pequeñas tiradas o para la elaboración de prototipos.



*Fig. 17 Proceso del moldeo por Extrusión.*

### 4.3 Resina Acrílica

Son polímeros muy utilizados en odontología restaurativa, en el caso de los dientes artificiales comenzaron a utilizarse desde 1937 como remplazo de la vulcanita. Están elaborados a base de polimetil metacrilato. El poli (metil-metacrilato) es una resina transparente de claridad notable. Transmite la Luz en un campo ultra violeta y tiene una resistencia a la tensión de aproximadamente 60MPa, su densidad es de 1.19g/cm<sup>3</sup>. Su módulo de elasticidad es de 2.4 GPa (2.400 MPa).

La bis-GMA es uno de los primeros metacrilatos utilizados en odontología, puede ser descrita como éster aromático de un

dimetacrilato sintetizado de una resina epóxica (etilenglicol de bis-fenol A) y metil metacrilato. Debido a que la molécula bis-GMA pura es extremadamente viscosa, para reducir la viscosidad se agrega un dimetacrilato como el trietilenglicol dimetacrilato (TEGDMA)<sup>8</sup>

En la década de los 50 se presentó un gran avance en la producción de los dientes artificiales, con el desarrollo de las gomas entrecruzantes (moléculas de dimetacrilato etilén glicol) que transformó a la resina de lineal a ramificada y como resultado, los dientes presentaban mayor resistencia al desgaste. Actualmente este tipo de resinas se denominan convencionales.

A finales de la década de los 80s la empresa Dentsply International Inc. Comenzaron a fabricar



*Fig. 18 Dientes artificiales prefabricados de la casa comercial Dentsply.<sup>13</sup>*

dientes artificiales de resinas acrílicas con cadena

polimérica interpenetradas (IPN) siendo una de las empresas pioneras en la fabricación de este tipo de material. La marca lanzó al mercado el diente Trubyte Bioform IPN. Fig.18

#### 4.4 Resinas IPN

Son estructuras que se forman cuando un polímero es entrecruzado en el interior de una red tridimensional ocupada por un segundo polímero entrecruzado. Así ambos coexisten en un mismo volumen atrapado físicamente uno dentro del otro y no pueden ser disociados sin que ocurra una ruptura de los enlaces químicos.<sup>8</sup> Fig.19

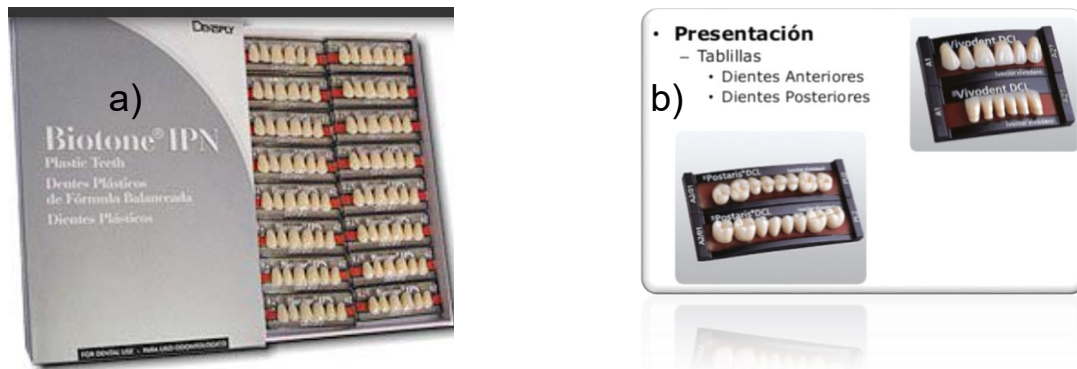


Fig. 19 a) Diferentes tipos y tamaños de dientes artificiales prefabricados de resina IPN,  
b) diseño de dientes anteriores y posteriores de dientes en tablilla prefabricados.<sup>13</sup>

## 4.5 Resina compuesta

Tales materiales pueden clasificarse según el tamaño de las partículas empleadas como reforzantes; en componentes macro rellenos, micro rellenos o híbridos.<sup>9</sup>

### 4.5.1 Macro rellenos

Se emplean partículas de cuarzo con tamaño de hasta 100 micras. Este tipo de resinas tiene la desventaja de ser muy difíciles de pulir y como consecuencia su superficie facilita la formación de placa.<sup>9</sup>

### 4.5.2 Micro relleno

Poseen partículas con tamaño de grano menor de 1 micra. Poseen sílice como material de refuerzo, aunque son más fáciles de pulir y poseen mejor resistencia al desgaste tiene la desventaja de poseer una gran contracción durante la polimerización.<sup>9</sup>



### 4.5.3 Híbridas

Combinan partículas de diferentes tamaños, como matriz de las resinas compuestas se emplean derivados de metacrilato, como el PMMA o el bis-GMA (dimetacrilato de bisfenol A diglicidil) o dimetacrilatos de uretano (UDMA).<sup>9</sup>

Se puede decir que en el mercado podemos encontrar dientes artificiales de tres tipos de resinas acrílicas: convencionales, IPN y compuestas. Las resinas compuestas permiten la obtención de dientes artificiales con mejores propiedades mecánicas en comparación con los de resinas compuestas y los de IPN; sin embargo estudios han demostrado que tienen limitaciones en cuanto en su resistencia al desgaste.<sup>8</sup>

Según la Asociación Dental Americana (ADA), la Organización Internacional de Estandarización (ISO), la Academia de Prótesis Dental "Academy of Prosthodontics" y el Icontec; para que una resina pueda ser utilizada oralmente en el diseño de dientes artificiales, debe cumplir con algunas propiedades básicas, como no ser porosas y tener determinado valor de dureza mínimo 15 KHN. En cuanto a la dureza se requiere que el diente tenga un índice apropiado para resistir las fuerzas a las que se somete durante su uso en boca y que no liberen durante el desgaste sustancias tóxicas para el organismo.<sup>8</sup>

## 4.6 Anatomía de los dientes artificiales posteriores

### 4.6.1 Anatómico

Diente artificial que reproduce la forma anatómica de los dientes naturales posteriores. Dientes que tienen las cúspides prominentes en las superficies masticatorias y que están diseñados para ocluir con la dentición natural o protésica antagonista. Diente anatómico con inclinaciones cuspidas de más de  $0^\circ$  y que tienden a reproducir la anatomía del diente natural. Los dientes con cúspides de (30 a 45 grados) se consideran dientes anatómicos. Se utilizan en pacientes con poca reabsorción del reborde residual, con recubrimientos sanos y fuertes. Generalmente son pacientes jóvenes. Fig. 20 <sup>15</sup>

*Fig. 20 Diente artificial anatómico 30-45°.*



### 4.6.2 Semianatómicos

Los dientes semianatómicos de (10 y 20 grados). Se utilizan en pacientes con rebordes reabsorbidos pronunciados, pero con sus tejidos de recubrimiento normal, estos son los más comunes, su utilización depende del diagnóstico del reborde residual. Ambos se utilizan en pacientes de entre 40 y 60 años de edad (fig. 21).<sup>15</sup>



*Fig. 21 Imagen que representa la anatomía de los dientes de 10 y 20°.*

### 4.6.3 No Anatómicos

Son dientes artificiales con superficies oclusales que no tienen la forma anatómica, el término no anatómico o (0 grados) (fig. 22). Aplicado a los dientes artificiales posteriores, y en particular a sus superficies oclusales, significa que estos dientes están diseñados más en principios mecánicos que desde el punto de vista de la reproducción anatómica. I. R. Hardy, DDS, presento por primera vez dientes no anatómicos con superficies oclusales planas dispuestas en un plano oclusal liso.<sup>15</sup>

Son utilizados mayormente en los pacientes de la tercera edad, con una gran reabsorción del reborde residual, con tejidos de recubrimiento delgados y poco firmes y dimensión vertical muy disminuida.



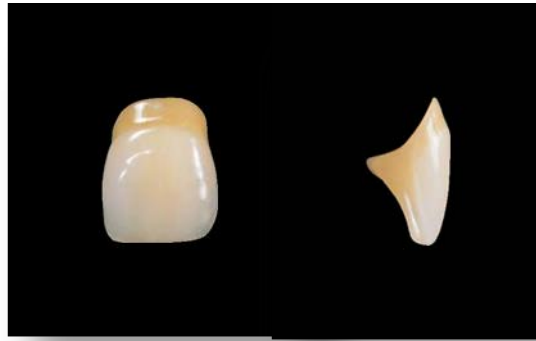
*Fig. 22 Dientes no anatómicos cero grados.*

También se utilizan en pacientes con disfunción temporomandibular o con hábitos de rechinar (bruxismo), ya que si a este tipo de pacientes se les colocan dientes anatómicos puede causar trauma por las fuerzas que estos pacientes manejan.<sup>15</sup>

## 4.7 Anatomía de los dientes artificiales anteriores

### 4.7.1 Cuadrada

En estas formas domina el incisivo central. El abombamiento labial es moderado, y la trayectoria de la cresta alveolar es marcadamente angulosa. Fig. 24<sup>15</sup>



*Fig. 24 Imagen que muestra la forma de los dientes prefabricados cuadrados.*

#### 4.7.2 Triangular

En este grupo de dientes son características las coronas delgadas, que se estrechan hacia cervical. El abombamiento labial está bastante marcado. El incisivo central tiene una forma ligeramente triangular. La trayectoria de la cresta alveolar también es triangular, lo que indica una articulación cruzada (fig. 25).<sup>13</sup>



*Fig. 25 Imagen que muestra la forma triangular de un diente artificial prefabricado.*

#### 4.7.3 Ovalada

Los dientes de este grupo tienen fuertes curvaturas. El abombamiento labial está claramente marcado. La trayectoria de la cresta alveolar responde con frecuencia a una articulación baja (sobre mordida).

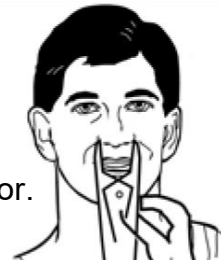
Fig.25 <sup>15</sup>



*Fig.26 Imagen que muestra la forma ovalada de un diente anterior artificial prefabricado.*

- CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LOS DIENTES ARTIFICIALES

- 1) Seleccionar el ancho maxilar en su segmento anterior.
- 2) Seleccionar la forma del diente deseada.
- 3) Seleccionar la longitud del diente. Fig. 27<sup>15</sup>



*Fig. 27 Esquema que muestra cómo deben seleccionarse los dientes artificiales anteriores prefabricados.*





## CONCLUSIONES

Los pacientes que han perdido por algún motivo dientes naturales y la tendencia de recuperar el aspecto sano y armonioso de una sonrisa, han originado que los profesionistas en salud bucal, los científicos y los técnicos de laboratorio dental, desarrollen métodos para sustituir las piezas dentarias que tengan ausentes los pacientes.

Como conclusiones quiero hacer notar que el avance en la tecnología y los biomateriales, de uso dental han evolucionado permitiendo que el odontólogo actual logre trabajos con buena funcionalidad para los pacientes, que sean tratamientos conservadores sin tener que destruir estructuras dentales que no tengan que destruirse, y que además no genere una incomodidad al paciente como el mal sabor de boca o el mal olor de los elementos artificiales.

Actualmente se cuenta con numerosas opciones para elaborar dientes artificiales que se pueden confeccionar hábilmente a mano, tablillas de dientes prefabricados de resina acrílica o porcelana, de diferentes formas, tamaños y colores, coronas totalmente metálicas vaciadas, o metálicas con componentes estéticos, o bien completamente estéticos. Pueden adaptar de diferentes maneras, con algún aditamento específico, por retención física, química o mecánica, intra o extra coronalmente. Cualquiera que sea el tratamiento seleccionado todos están encaminados a devolver la estética y función masticatoria.

Estos tratamientos se pueden hacer de manera directa en la boca del paciente, acción que ha sido facilitada desde la introducción de los sistemas de adhesivos a base de resina o también se pueden hacer de forma indirecta en laboratorios dentales especializados. Si se prefiere se cuenta con herramientas digitales que han demostrado ser



eficaces el diseño de dientes artificiales logrando excelentes resultados estéticos que son los que más busca el paciente.

En el mercado podemos encontrar diversos tipos de biomateriales de los cuales el odontólogo y los técnicos de laboratorios se pueden valer para cumplir las demandas que sean requeridas, las porcelanas y los poli metacrilatos actualmente son las opciones más usadas; sin embargo los metales de uso odontológico siguen siendo una buena opción en los tratamientos rehabilitadores, como es el caso de los pacientes bruxistas.

La manipulación estos materiales es importante para acortar los tiempos de trabajo, y de esta manera poder ofrecer diferentes alternativas de tratamiento que se ajuste a la necesidad y el presupuesto de cada paciente para lograr la plena satisfacción de nuestros pacientes y lograr el éxito en los tratamientos.

En más de 100 años los dientes artificiales se siguen elaborando de los mismos materiales, sólo que estos se han mejorado y posiblemente sigan vigentes por otro largo tiempo, seguramente tendrán cambios y modificaciones. Mientras no se encuentre la autoreparación de las estructuras dentales los materiales para fabricar dientes artificiales seguirán siendo la mejor opción para devolver la sonrisa y la función masticatoria a quienes requieran de ellos.



## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 Rivas M. La Dentadura natural y artificial manera de conservarla y reponerla. santella f, editor. Chiapas: imprenta del gobierno del estado; 1894.
- 2 bibliografias.com. [Online].; 2016 [cited 2016 Marzo 05. Available from: HYPERLINK "www.ododntologíahistoría.htm" [www.ododntologíahistoría.htm](http://www.ododntologíahistoría.htm) .
- 3 Díaz dK M. El Nacimiento de una profesión. Primera ed.: Fondo de Cultura Económica Universidad Nacional Autónoma de México; 1994.
- 5 Ring E. Historia Ilustrada de la Odontología: Francese Casas Botelle.
- 6 Díaz dK M. Historia de la Odontología Inicios y desarrollo en México. Primera Edición ed. México: Odontología actual S.A. de C. V.; 2015.
- 7 México EADd. 1887 junio.
- 8 Pilliphs K. La Ciencia de los Materiales Dentales. 10th ed.: Mc Graw-Hill Interamericana; 2002.
- 9 Macchi. Materiales Dentales. 4th ed.: Panamericana.
- 1 Smith B. Planificación y confección de coronas y puentes. 2nd ed.: Salvat.
- 1 Rosentiel S. LMFJ. Protésis fija y contemporanea. Cuarta ed.: Elsevier.
- 1 Percy M. Preparaciones para Prótesis Fija. 2013th ed.:AMOLCA; 2013.
- 1 MÉXICO D. Menu\_producto/Biotoneipn.html. [Online].; 2016 [cited 2016 Marzo 17. Available from: HYPERLINK "http://www.dentsply.com.mx/Menu\_producto/Biotoneipn.html" [http://www.dentsply.com.mx/Menu\\_producto/Biotoneipn.html](http://www.dentsply.com.mx/Menu_producto/Biotoneipn.html) .
- 1 Odontología Fd. Zirconia para rehabilitación completa maxilar sobre implantes. Revista Odontológica Mexicana. 2015 Enero-Marzo; 19: p. 43-47.



- 1 vivadent i. vivadent e ivovlar. [Online].; 2015 [cited 2016 marzo
- 5 17. Available from: HYPERLINK  
"https://issuu.com/zdpublicidad/docs/carta\_de\_forma\_de\_dient  
es\_vivodent"  
[https://issuu.com/zdpublicidad/docs/carta de forma de diente  
s\\_vivodent](https://issuu.com/zdpublicidad/docs/carta_de_forma_de_dientes_vivodent) .

## ENTREVISTAS

- 1.- Dr. Federico Barceló Santana
- 2.- Mstro. Jorge Mario Palma Calero