



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

SISTEMA PROCERA®: UNA ALTERNATIVA PARA LA
CONFECCIÓN DE CERÁMICAS LIBRES DE METAL.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N A D E N T I S T A

P R E S E N T A:

MARISOL CERVANTES ROSAS

TUTOR: Esp. EDUARDO GONZALO ANDREU ALMANZA



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.

A lo largo de este ciclo que termina, y esta nueva etapa en mi vida que comienza, han existido personas que me han dejado experiencias, aprendizajes, buenos momentos y que me han acompañado a cada paso, personas importantes a quienes hoy les doy gracias por formar parte de mi vida.

Agradezco con todo mi corazón a mis padres Alejandro y Aurora que han sido mi mayor ejemplo y motor en mi vida, que me han apoyado en los momentos mas difíciles y no me han dejado desistir de mis sueños, a ellos debo gran parte de lo que ahora soy y tengo, por que sembraron en mi valores, fe y fortaleza, sin su apoyo y su cariño nada hubiera sido posible.

A mis abuelitos, que siempre se han preocupado por verme crecer como persona y profesionista, gracias por sus consejos, por sus bendiciones, y por estar siempre a mi lado.

A mis hermanos Alejandra y Gustavo, por que han sido mis compañeros de vida, de juegos, de risas, por estar siempre ahí, en los mejores y en los peores momentos, creciendo conmigo

A mis amigos Pam, Sari, Chely, Abraham y Beto, por compartir tantas experiencias y momentos invaluable, por ser mis amigos y confidentes, por que han estado pendiente de mis logros y me han enseñado el significado de la amistad. A Marco Butrón por su amistad y apoyo incondicional, gracias Q!

Mis amigas de toda la carrera, Zheida y Fer, por compartir conmigo los desvelos, las preocupaciones, las risas, las lágrimas y todos esos momentos que hemos vivido a lo largo de estos años, por ser mas que amigas para mi. A todos mis amigos de carrera: Paco, Roberto, Juan, Josué, Rocío, Lupita por ser parte especial en esta etapa.

A mi tutor el Dr. Eduardo Andreu Almanza, por hacer posible la realización de este trabajo, y a la Mtra. María Luisa Cervantes por su paciencia y su apoyo en cada una de las revisiones de este trabajo.

Y finalmente gracias a Dios y a la vida por permitirme concluir esta etapa e iniciar una nueva, la cual espero este llena de bendiciones, satisfacciones.....

INDICE

INTRODUCCIÓN	7
OBJETIVOS	9
CAPÍTULO I. ANTECEDENTES DEL CAD-CAM	10
1.1 Evolución del ordenador CAD-CAM	10
1.2 CAD-CAM en odontología	13
CAPÍTULO II. CERÁMICAS EN ODONTOLOGÍA	16
2.1 Concepto	16
2.2 Historia de las cerámicas	17
2.3 Propiedades	21
2.4 Composición de la cerámica	23
2.4.1 Feldespato	23
2.4.2 Sílice	24
2.4.3 Caolín	25
2.4.4 Pigmentos	25
2.5 Clasificación de cerámicas en odontología	26
2.5.1 Según el criterio de temperatura de procesado	26
2.5.2 Según el sistema de procesado y presentación	28
2.5.3 Según la composición y características estructurales	28
2.5.4 Clasificación de la cerámica dental según su composición	29
2.5.4.1 Cerámicas de silicato	29
2.5.4.1.1 Porcelanas feldespáticas	29
2.5.4.1.2 Porcelanas aluminosas	31

2.5.4.2 Cerámicas de óxidos	31
CAPÍTULO III. PRINCIPIOS BIOMECÁNICOS EN RESTAURACIONES LIBRES DE METAL	34
3.1 Principios biológicos	35
3.1.1 Diagnóstico y terapia del diente pilar protésico	35
3.1.2 Requisitos periodontales	37
3.1.3 Conservación de la integridad pulpar	39
3.2 Principios mecánicos	41
3.2.1 Fuerzas	41
3.2.2 Retención	42
3.2.3 Estabilidad	43
3.2.4 Estabilidad estructural	48
3.3 Valoración de dientes pilares	49
CAPÍTULO IV. SISTEMA PROCERA®	53
4.1 Concepto	53
4.2 Historia del sistema Procera®	54
4.3 Funcionamiento del sistema Procera®	54
4.4 Ventajas del sistema Procera®	56
4.5 Aplicaciones del sistema Procera®	57
CAPÍTULO V. SISTEMA PROCERA® ALL CERAM	60
5.1 Concepto	60
5.2 Propiedades	61
5.3 Ventajas	62

5.4 Desventajas	62
5.5 Técnica de preparación para coronas Procera AllCeram	63
5.5.1 Técnica para la preparación de coronas (sector anterior)	63
5.5.2 Técnica para la preparación de coronas (sectorposterior)	69
5.5.3 Requisitos de las preparaciones dentales	73
5.6 Impresión y fabricación del troquel	74
5.7 Escaneo	75
5.8 Fabricación de la cofia	77
5.9 Espesor de cofias	80
5.9.1 Cofias de 0.4mm	81
5.9.2 Cofias de 0.6mm	83
5.10 Hombro cerámico cocido en cofias acortadas	84
CAPÍTULO VI. NUEVAS APLICACIONES CLÍNICAS SISTEMA PROCERA® ALLCERAM	86
6.1 Carillas PROCERA® AllCeram.....	86
6.1.1 Indicaciones.....	86
6.1.2 Requisitos de preparación	87
6.1.3 Restauración temporal.....	88
6.1.4 Impresiones y modelos de yeso	88
6.1.5 Técnica de escaneo para obtención de armazón de alúmina.....	89
6.1.6 Cementación	90
6.2 PROCERA® AllCeram puente de tres unidades.....	91
6.2.1 Fuerza	91
6.2.2 Indicaciones.....	92
6.2.3 Contraindicaciones.....	92
6.2.4 Técnica	92

6.2.5 Procedimientos de laboratorio	93
6.2.6 Soldadura de pónico a retenedores.....	94
6.2.7 Aplicación de cerámica de revestimiento	96
6.2.8 Cementación	97
EJEMPLO DE CASO CLÍNICO	98
CONCLUSIONES	102
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	103

INTRODUCCIÓN

Las necesidades de los pacientes que acuden a tratamiento dental en búsqueda de mejores resultados estéticos en su rehabilitación bucal, junto con el deseo de los profesionales de la odontología de proporcionar mejores soluciones protésicas, ha motivado el creciente desarrollo en la tecnología y la biomecánica de las restauraciones¹.

A pesar del éxito que han tenido las coronas metal-porcelana a lo largo de las últimas décadas, la búsqueda por conseguir mejores sistemas cerámicos libres de metal, no ha cesado².

Esta tendencia va encaminada a la posibilidad de obtener una verdadera mejora estética a partir de restauraciones libres metal, conservando la calidad biomecánica de estos materiales. Por esta razón, se han realizado una gran cantidad de investigaciones científicas y modificaciones estructurales en los materiales cerámicos, para así lograr satisfacer las necesidades consideradas como parte de un material de restauración ideal desde el punto de vista estético y biomecánico¹.

Las coronas totales completamente cerámicas, son restauraciones difíciles de imitar, debido a su alta estética y a que permiten una mejor transmisión de la luz a través de sí mismas. En este contexto, lograr la perfecta imitación de los tejidos duros dentales, en relación con la luz incidente, solo es posible con materiales que se comporten de manera similar a los dientes naturales, en cuanto a translucidez, vitalidad, textura, grosor, etc².

Actualmente, la porcelana es el material dentro de los materiales restaurativos, cuyo comportamiento estético es ideal debido a sus propiedades físicas, biológicas y ópticas, que le permiten conservar su color a lo largo del tiempo, resistir a la abrasión, además de poseer una gran estabilidad con el medio oral, una biocompatibilidad elevada, y un aspecto natural en cuanto a translucidez, brillo y fluorescencia².

Es por esta razón que la industria y los profesionales, tienen el gran reto de lograr prótesis totalmente cerámicas, que mejoren y reduzcan algunos de los inconvenientes que aun presentan estas restauraciones, tales como la fragilidad y su falta de resistencia, pero que a la vez conserven sus propiedades biológicas y

ópticas. En este sentido las restauraciones totalmente cerámicas han tenido que buscar el equilibrio entre la belleza y la resistencia².

La presencia de nuevos materiales cerámicos, con mejores propiedades, el creciente desarrollo de los sistemas computarizados CAD-CAM, de los medios adhesivos y de cementación actuales, han dado pauta para la obtención de coronas y prótesis fijas totalmente cerámicas, con elevada resistencia, antes imposibles de concebir².

Nobel Biocare lanzó en los últimos años al mercado dental un concepto llamado Procera[®]. Este concepto está basado en la elaboración de una imagen y la fabricación de una infraestructura o cofia de gran densidad de sinterizado con la ayuda de un ordenador (CAD-CAM) para la fabricación de coronas totales de cerámica de óxido de aluminio puro, que se combina con una porcelana especial de revestimiento. El sistema se basa en la lectura y análisis de un troquel a través de un escáner y la transferencia de los datos al ordenador, que dirige la fabricación para producir una cofia de aluminio densamente sinterizado, la cual recibe una porcelana de revestimiento para convertirse en una corona.¹

Dentro del presente trabajo se abordará el uso de la tecnología CAD-CAM, dentro del campo de la odontología, las implicaciones que ha tenido este sistema en el desarrollo de las cerámicas dentales, sus diferentes aplicaciones clínicas, dándose especial enfoque a Procera[®] AllCeram.

OBJETIVOS

➤ Objetivo general

Describir el sistema PROCERA[®], y el por que es considerado actualmente, una alternativa en la elaboración de coronas libre de metal, en especial su aplicación PROCERA[®] AllCeram.

➤ Objetivos específicos

- Describir los antecedentes de los sistemas CAD-CAM.
 - Describir, las propiedades, componentes y clasificación de las cerámicas dentales.
 - Identificar los principios biológicos y mecánicos que deben poseer las preparaciones dentales.
 - Describir el origen y las aplicaciones del sistema Procera[®].
 - Describir las indicaciones clínicas, análisis y método de fabricación del sistema Procera[®] AllCeram.
 - Explicar las nuevas aplicaciones clínicas del sistema Procera[®] AllCeram.
-

CAPÍTULO I

ANTECEDENTES DEL CAD- CAM

1.1 Evolución del ordenador CAD-CAM

Históricamente el ordenador CAD-CAM inició con el desarrollo del transistor, en realidad su historia es la crónica del desarrollo de los ordenadores³.

Los esfuerzos de los laboratorios de Bell Telephone, que habían financiado las investigaciones sobre semiconductores desde 1936, se vieron finalmente recompensados cuando tres de sus científicos descubrieron el transistor en 1947⁴. Fig.1²³.

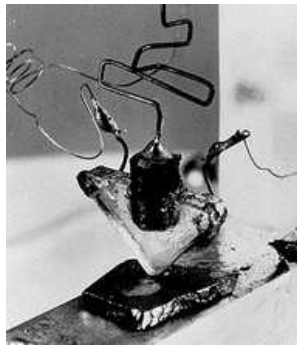


Fig. 1 El primer Transistor (Bell Labs 1947).

El término CAD-CAM es una conjugación entre numerosas disciplinas tanto de la ingeniería como de la fabricación, su nombre es un acrónimo derivado del inglés *Computer Aid Design/ Computer Aid Manufacturing*³.

Este ordenador ha pasado por cuatro períodos principales durante su evolución. El primer periodo abarcó la década de 1950 y se caracterizó como el periodo donde se comenzaron a concebir gráficos de ordenador interactivos. La evolución durante la primera mitad de la década se vio afectada por el gasto y la insuficiencia de los ordenadores para uso interactivo. El laboratorio MIT (Massachusetts Institute of Technology) fue capaz de producir imágenes con una simple conexión de un televisor a un equipo Torbellino en 1950. En 1952, el

Laboratorio MIT's *Servo Mechanisms* demostró el concepto de control numérico (NC) en una fresadora de tres ejes⁵.

Es así como a finales de los años 40's y principios de los años 50's surge el CAM (fabricación asistida por ordenador), cuyas funciones mas importantes incluyen el control numérico, robótica, planificación y control de fabricación, cuyo origen se remonta al desarrollo de las máquinas controladas numéricamente (NC)^{3,6}.

A mediados de 1950, los gráficos pasivos, en los monitores CRT (Tubo de Rayos Catódicos), se utilizaron para resolver el mando militar y los problemas de control. La segunda mitad de esta década fue testigo de la concepción del lápiz óptico, la cual está relacionada con el proyecto SAGE, que el Sistema de Defensa Aérea de los Estados Unidos desarrolló a partir del Laboratorio Lincoln del MIT⁵.

Posteriormente durante la década de los años 60's se presenta el período de investigación de gráficos interactivos por ordenador más importante. El hecho de que el ordenador saliera de los laboratorios de investigación, ayudó a iniciar su desarrollo en esta década. El hito de los logros de la investigación fue el desarrollo del sistema Sketchpad de Ivan Sutherland, que fue publicado en 1962 como su tesis. La aparición de este sistema fue un acontecimiento trascendental, ya que demostró que era posible crear dibujos y las alteraciones de los objetos de forma interactiva en un CRT⁵. Fig. 2²³.



Fig. 2 Ivan Sutherland usando Sketchpad en el MIT TX-2 computer system.

De esta manera el término CAD (diseño asistido por ordenador) vio la luz en una serie de conferencias dadas por el precursor en este campo Ivan Sutherland, en

el MIT. Aunque realmente la ingeniería involucrada con el uso de ordenadores ha utilizado este sistema, desde el inicio de la postguerra, como auxiliar en cálculos de diseño complejo, el término CAD como tal, se empezó a utilizar hasta que el avance en los microprocesadores permitió crear, modificar y manipular gráficos complejos editados sobre la pantalla de una unidad de edición visual (VDU)^{3,6}.

Durante la década de los años 70's, los esfuerzos de investigación de la década de 1960 en gráficos por ordenador, comenzaron a fructificar y el importante potencial generado por los ordenadores interactivos para la mejora de la productividad fue apoyado por la industria, gobierno y academia. Varias conferencias y cursos fueron organizados por grupos interesados, en 1974, la primera Conferencia Nacional de SIGGRAPH se celebró en Boulder, Colorado, y unos años más tarde la *National Computer Graphics Association* (NCGA) se formó y se reunió por primera vez en 1980 en Washington DC⁵.

Diversos sectores empezaron a darse cuenta del impacto de la hasta entonces nueva tecnología CAD-CAM en la mejora de la productividad, en la década de los 70's. La ingeniería ha desarrollado la tecnología más allá de la redacción desde entonces. Los ingenieros han exigido varios diseños y aplicaciones de fabricación de CAD-CAM, y el mercado ha respondido con éxito dentro de los límites existentes de hardware, software, y las teorías básicas que subyacen a la materia. En consecuencia, la década de los años 80's se puede identificar como la década más fructífera en cuanto a la investigación sobre CAD-CAM. El objetivo esencial de esta década fue el de integrar y automatizar los diversos elementos del diseño y fabricación para lograr la fábrica del futuro⁵. Fig. 3²⁴.



Fig.3 CAD CAM.

Es así como este sistema, reuniendo ambas técnicas, el CAD y el CAM, ha logrado que se alcancen ciclos de producción más rápidos, eficientes y de mejor calidad. Algunos de los mayores logros de la evolución de este sistema son los sistemas de control descentralizados, el diseño en tercera dimensión, la automatización total de las industrias, el análisis en movimiento, entre otros impresionantes desarrollos^{6,7}.

Mientras que el campo del CAD-CAM ha recorrido un largo camino en cuatro décadas hasta el momento, su futuro sin duda tiene muchos desafíos. Extrapolando la historia actual, pone de manifiesto que a partir la década de los 90's en adelante, se ha comenzado a ver los frutos de los esfuerzos de investigación en la integración y la automatización⁵.

1.2 CAD-CAM en Odontología

Dentro de la odontología los sistemas de CAD-CAM se introdujeron en el año 1971, de una manera mas experimental y teórica que en la practica clínica³.

Heitlinger y Rodder en 1979, fueron pioneros en este campo, posteriormente Werner Mörmann de la Universidad de Zurich y Marco Brandestini de Brains Inc. en Suiza, en 1983 realizaron la primera restauración cerámica en consultorio, dando así las primeras aplicaciones de esta tecnología en el área odontológica. Durante la conferencia *Entretiens de Garancière* en 1983, en Francia, se presentó el primer prototipo de este sistema^{3,8}. Fig 4²⁵.



Fig 4. Dr. W. Mörmann - Ing. M. Brandestini.

Durante esta década aparecieron distintos sistemas, tales como Duret, el sistema Minnesota y el sistema CEREC. Y Fue Duret quien el 30 de Noviembre de 1985 realiza una demostración realizando una corona posterior en su esposa³.

El primero de los sistemas que fue desarrollado fue CEREC en 1980 por W.H. Mörman de la Universidad de Zurich (Suiza) y M. Brandestini (Suiza) y la primera incrustación que fue empleada en paciente a partir de este ordenador, se colocó en Septiembre de 1985 a partir de un bloque de cerámica. Desde 1986, Siemens ha desarrollado este sistema y lo ha comercializado, diseñado para trabajar directamente en el sillón dental, con materiales de un color muy similar a la estructura dental, posteriormente se han seguido desarrollando otros ordenadores CEREC, en los cuales se han realizado mejoras en su sistema operativo³. Fig. 5²⁶.



Fig.5 Sistema CEREC.

Otro sistema que se desarrollo subsecuentemente en Francia, en 1985 por François Duret, en unión con la compañía Hennson Int, fue el sistema Duret. Este sistema inicialmente fue diseñado para realizar coronas, pero también es utilizado en prótesis fijas de pocas unidades, incrustaciones y coronas $\frac{3}{4}$. Este sistema incluye los elementos básicos de un ordenador dental: la fabricación por control numérico, la conversión analógico-numérica de imagen y el diseño asistido por ordenador con modelizaciones lineales y superficiales³.

Posteriormente surgió el sistema Procera[®], el cual fue desarrollado en la Universidad de Umea por Matts Anderson y el equipo Nobel- Pharma. Acerca de este sistema se tiene información desde 1987, pero Anderson lo describió en 1989³. Fig. 6²⁷.



Fig.6 Sistema PROCERA.

Entre los sistemas mas recientemente incorporados, se encuentran Etkon, en el centro Tecnológico de Munich, en 1992, el cual permite el trabajo con óxido de zirconio, óxido de aluminio, titanio, cromo cobalto y otras aleaciones. Al igual que el sistema LAVA desarrollado por 3M-ESPE, en 2001, en Alemania, el cual utiliza exclusivamente el óxido de zirconio como material de restauración³. Figs. 7²⁸ y 8²⁹.



Fig.7 Sistema EKTON.



Fig.8 Sistema LAVA.

CAPÍTULO II

CERÁMICAS EN ODONTOLOGÍA

2.1 Concepto

Etimológicamente, el término cerámica proviene del griego *Keramos*, cuyo significado es tierra quemada, hecho de tierra, o material quemado².

Las cerámicas dentro del ámbito odontológico, son consideradas un material inorgánico, integradas por compuestos no metálicos, que forman objetos sólidos confeccionados por el hombre, con ayuda de hornos y por la acción del calor. Dentro de su composición se encuentra: una matriz vítrea, también llamada red de sílice, feldespato potásico, feldespato sódico o ambos, de estos componentes dependen sus propiedades ópticas y estéticas. Sus propiedades mecánicas dependen de las partículas que se encuentran inmersas en esta, si se encuentran en fase cristalina o si estas partículas son de minerales cristalizados⁹. Fig. 9⁶⁰.



Fig. 9 Cerámica dental.

De esta manera, todas las cerámicas, desde las más finas hasta las más rugosas, están compuestas fundamentalmente por los mismos materiales, la única diferencia entre unas y otras es la proporción de componentes primarios o básicos y el proceso de cocción empleado. Dependiendo de los distintos compuestos que la conforman, el tamaño del grano, la temperatura de cocción, entre otros factores; se

crea un amplio espectro de materiales cerámicos, entre los que se encuentran loza, gres, porcelana y vidrio, y donde las cerámicas dentales, ocupan un pequeño grupo dentro de espectro de las cerámicas².

De este modo la porcelana, es una cerámica de más alta calidad, con menos porosidad, y mayor dureza, con magníficas cualidades superficiales y aspecto. En ella solo se utilizan componentes de gran pureza debido a los requisitos ópticos que debe ofrecer. Pese a que de manera precisa, la porcelana y la cerámica no son exactamente lo mismo, se utilizan indistintamente en la práctica odontológica dentro del amplio grupo de los materiales cerámicos.

2.2 Historia de las cerámicas

Se tiene registros de que la cerámica fue uno de los primeros materiales, elaborado por la mano del hombre, lo cual ha sido demostrado mediante hallazgos que revelan que ya existía, desde 23.000 años a.C., dichos hallazgos ponen de manifiesto la gran estabilidad física y química que mantiene a lo largo del tiempo². Fig. 10³⁰.



Fig. 10 Venus de Willendorf, gravetiense 30000-23000 a.C.

Aparece en el neolítico, y fue desarrollada por antiguas civilizaciones, que aportaron características, de estilo, color, decoración, entre otras. La invención de la porcelana, que es una cerámica de mayor calidad y características, tuvo lugar en China durante la dinastía Tang (618-906) y tan pronto se conoció en Europa, fue tomada con gran aceptación⁴.

La primera emulación fue realizada en Florencia, durante el siglo XVI, sin embargo el esplendor de la porcelana no se da si no hasta el siglo XVIII⁴. Fig. 11³⁰.



Fig.11 Porcelana Europa S. XVIII.

La introducción de las porcelanas para su uso dentro de la odontología data de finales del siglo XVIII, cuando el modo de fabricación de la porcelana china, fue develado a los europeos por los misioneros jesuitas que provenían de oriente. Para ese momento los materiales utilizados en la rehabilitación protésica, eran: madera, hueso, marfil, clavos, dientes de cadáveres, entre otros, los cuales sufrían gran deterioro por la acción del medio oral². Figs. 12³² y 13³³.



Fig. 12 Dientes de animales fijados a los dientes con bandas de oro.

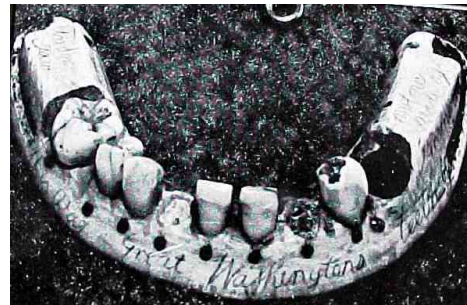


Fig. 13 Prótesis elaborada en una base de colmillo de elefante con incrustación de dientes de cadáver.

Las primeras aplicaciones dentales se dieron por la asociación de un farmacéutico parisino, llamado Alexis Dũchateau; un cirujano dentista, de nombre Dubois de Chẽmant y la fãbrica de Sevrẽs en Francia. Dũchateau, observó que los recipientes de porcelana, que utilizaba para su trabajo, en los que colocaba diversas sustancias quĩmicas, no presentaban cambios de color, ni de textura a consecuencia de las mismas. Inicialmente durante el proceso de fabricaciĩn, se presentaron

algunos problemas, los cuales fueron superados cuando se dio la asociación con Dubois de Chémant, lo que mejoró significativamente el método de fabricación².

Las primeras coronas fabricadas en porcelana, presentaban grandes inconvenientes, tales como el grado de contracción que sufrían durante su cocción, que se contraponía a sus grandes ventajas estéticas y de estabilidad en el medio oral².

En 1808, Giuseppangelo Fonzi, un dentista italiano, dio a conocer el método para producir dientes unitarios, con un sistema de retención mediante pernos metálicos. Es así como la manufactura de los dientes de porcelana comenzó con Claudio Ash y se extendió rápidamente por Estados Unidos, colocándolo como líder a nivel mundial².Fig.14³⁴.



Fig. 14 Giuseppangelo Fonzi.

Charles H. Land, en 1886, creó las primeras cerámicas puras, ideando y patentando un sistema mediante el cual se cocía la porcelana sobre una lámina de platino, de esta manera se constituyó la primera corona carente de material en su interior, para uso estético en dientes unitarios, no obstante se utilizaba únicamente en dientes anteriores debido a su fragilidad, por lo que su uso clínico era muy limitado².

En 1930, Carder, desarrolló y presentó una técnica de cera perdida, para la fabricación de objetos de vidrio, lo que dio un gran impulso a la presentación de sistemas vitrocerámicos. En dichos sistemas se produce el principio de la dispersión de la solidificación, por medio del cual se obtienen cristales a través del proceso

cerámico en la matriz de vidrio, lo que conduce a un incremento en la solidez estructural².

Años mas tarde, en 1958, se dio uno de los mayores avances hasta ese momento, en relación a la mejoría de la estética y traslucidez de las coronas totalmente cerámicas, cuando Vines y colaboradores desarrollaron un sistema de procesado de porcelanas al vacio, que redujo notablemente la presencia de burbujas de aire².

Otra contribución destacable, fue producida por Mc Lean y Huges en 1965, cuando introdujeron un método por el cual se reforzaba la porcelana dental con alúmina, lo que actualmente sigue en uso. Se demostró que colocando un núcleo de alúmina por debajo de la porcelana feldespática, mejoraba las propiedades de las coronas cerámicas puras².Fig. 15⁵⁸.



Fig. 15 Colocación de núcleos de alúmina.

La introducción del sistema Cerestore, en 1983, un sistema cerámico libre de contracción durante el procesado, y de alta resistencia; produjo un nuevo avance, al extender las indicaciones para el uso de coronas cerámicas de mas alta resistencia en sectores posteriores. En este sistema, el proceso de elaboración se hizo sumamente complejo, ya que el porcentaje de alúmina del núcleo era mayor, con la ventaja de que se contrarrestaba la contracción durante la cocción del nucleo².

Desde entonces se han desarrollado más sistemas de manera vertiginosa. Después del sistema Cerestore, continuó el sistema Hi-Ceram, el cual contiene el mismo porcentaje de alúmina que Cerestore, pero simplificaba considerablemente el proceso de fabricación, no obstante la resistencia para el sector posterior no era satisfactoria, por lo que en 1996 fue remplazado por el sistema In – Ceram, el cual utiliza para la realización de las coronas, núcleos de alúmina presinterizados, con un

contenido de alúmina del 70% inicialmente poroso y que posteriormente es infiltrado con vidrio². Fig.16⁵⁹.



Fig. 16 Sistema In-Ceram.

Finalmente en 1993, salió a la luz el concepto Procera/ AllCeram, con lo que se dio un importante paso en el mejoramiento de las cerámicas de mayor resistencia, estas cerámicas tienen un núcleo de alúmina densamente sinterizada, con un 99% de alúmina, recubierta por una cerámica convencional. La introducción de estos sistemas ha permitido que las indicaciones de estas cerámicas puedan aumentar, bajo algunas limitantes, en la elaboración de prótesis de hasta tres unidades².

2.3 Propiedades

Los materiales cerámicos empleados en odontología, deben presentar una serie de propiedades de importancia crucial tanto para su indicación y procesamiento, como para su aplicación^{2,9}.

Dentro de las características principales de las cerámicas de uso odontológico, se encuentran:

- Biocompatibilidad, tanto local como general, es decir que presentan un buen comportamiento con los tejidos vivos^{2,10}.
- Buena compatibilidad con otros materiales, y la posibilidad de ser adheridas y grabadas mediante los sistemas cementantes adhesivos actuales².
- Poseen propiedades ópticas de vitalidad, translucidez, brillo, transparencia, color, al tener la posibilidad de incorporar pigmentos; presentan también

reflexión a la luz y textura, lo que les da grandes propiedades estéticas al mimetizarse con los demás dientes naturales².

- Tienen cierto grado de radiolucidez, en especial las porcelanas de alúmina densamente sinterizadas y las feldespáticas, lo cual permite detectar posibles cambios en la estructura dentaria tallada, como lo es, la caries marginal, para realizar la pronta detección y actuar tempranamente.
- Presentan resistencia a la corrosión y nula reacción con líquidos y ácidos, lo que les otorga una gran durabilidad y estabilidad en el tiempo, tanto en integridad coronal como en aspecto, debido a su gran equilibrio químico en el medio oral^{2,10}.
- Poseen una baja conductividad térmica, con cambios dimensionales más próximos a los tejidos dentarios naturales, que otros materiales restauradores utilizados².
- Presentan buena resistencia mecánica, alta resistencia a la compresión, baja a la tracción y variable a la torsión, lo que las hace rígidas pero frágiles a la vez. Siendo este uno de los principales inconvenientes que presentan, por lo que los investigadores han avocado sus esfuerzos en dotarlas de una mayor resistencia. Las causas más frecuentes de la fragilidad de estos materiales, son la falta de homogeneidad microestructural, la distribución y el tamaño de las imperfecciones en su superficie; la presencia de grietas en el material cerámico y la propagación de las mismas; así como la presencia de poros por una técnica inadecuada durante su procesamiento. Otra de las causas puede ser la tensión residual y gradientes de estrés, ocasionados por los cambios de temperatura o procedimientos de pulido; el ambiente que se encuentra en contacto con la restauración, la interface cemento-cerámica, la variación en el grosor de la restauración, el módulo de elasticidad, y la magnitud y orientación de las cargas aplicadas^{2,3,10}.
- La porosidad y la contracción durante la cocción exigen una técnica meticulosa para mejorar los resultados².

- Muestran resistencia a la abrasión, debido a su dureza, propiedad que constituye una desventaja importante y un serio problema clínico cuando se coloca como antagonista de dientes naturales, pues limita sus indicaciones. En la actualidad se considera que la porcelana vitrificada de grano fino es la menos abrasiva para los antagonistas naturales².
- Un procesado simple, el cual ha sido conseguido gracias a la generalización y automatización de la técnica.

2.4 Composición de la cerámica

La calidad de las porcelanas, depende de la selección de sus componentes, de la adecuada proporción de cada uno de ellos, y de un buen proceso de cocción⁴.

Desde la mas fina porcelana, hasta la loza, están compuestas básicamente por los mismos materiales, lo que varia entre cada una de ellas es la proporción de sus componentes primarios y sus procedimientos de cocción. Sus componentes principales son el feldespato, el sílice (cuarzo o pedernal) y el caolín o arcilla blanca. En ocasiones se agregan otros componentes como potasa, soda o cal para obtener propiedades especiales⁴.

2.4.1 Feldespato

Es el mineral que se encuentra mas comúnmente en la corteza terrestre, constituye el 50-60% de esta, pertenece al marco de los silicatos. Los más usados para la fabricación de cerámicas dentales son el feldespato potásico, feldespato sódico y feldespato resultado de la combinación de ambos⁴. Fig.17³⁸.



Fig.17 Feldespato.

En su estado mineral, es cristalino y opaco, con un color poco definido entre el gris y el rosa, al ser calentado, se funde a 1300°C, se hace vidrioso y conserva su forma sin redondearse, lo que es favorable para conservar su forma durante el proceso de cocción⁴.

El feldespato contiene mica y hierro, los cuales se encuentran como impurezas, de estos es importante eliminar este último, debido a que los óxidos metálicos actúan como fuertes agentes colorantes. El proceso se da mediante la trituration del feldespato hasta conseguir un polvo muy fino que es tamizado, este polvo se vibra a lo largo de planos inclinados con bordes magnetizados, que por medio de inducción, retiran el hierro contaminante⁴.

2.4.2 Sílice

Este es otro componente importante de las cerámicas. Para las cerámicas dentales, se utilizan los cristales puros de cuarzo (SiO_2), mientras que en otro tipo de cerámicas se utiliza el pedernal. Al igual que en el feldespato, pueden haber cantidades de hierro que deben ser eliminadas, y su proceso de preparación es similar al de de este último compuesto, la única diferencia es que el sílice se tritura hasta conseguir partículas lo mas pequeñas posibles. Este componente permanece intacto a las temperaturas utilizadas para la cocción, lo que le da estabilidad a la masa durante el calentamiento y actúa como armazón de los otros componentes⁴.Fig.18³⁹ y 19⁴⁰.

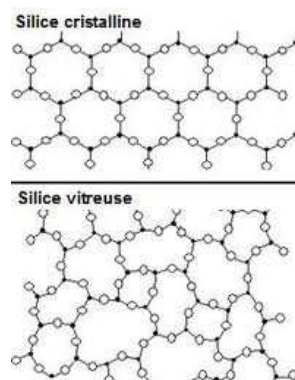


Fig. 18 Red de sílice vítrea y cristalina.



Fig. 19 Sílice.

2.4.3 Caolín

Es producido por la naturaleza, debido a la acción de factores meteorológicos sobre el feldespato, que dan como resultado, que las aguas acidas eliminen el silicato de potasio soluble. En este proceso el residuo queda depositado sobre los márgenes y en el fondo de las corrientes de agua en forma de arcilla. Solo las arcillas y caolines más puros se utilizan en las porcelanas⁴.

Se prepara mediante lavados continuos con agua hasta separar todo material extraño. La arcilla se deja sedimentar y después de que es secada y cernida, forma un polvo casi blanco, es cuando esta lista para ser utilizada. El caolín le proporciona opacidad a la porcelana, al mezclarse con agua se hace pegajoso y favorece que la porcelana se pueda trabajar y moldear. Al calentarse a altas temperaturas se adhiere al armazón formado por las partículas de cuarzo y se contrae considerablemente⁴. Fig. 20⁴¹.



Fig. 20 Caolín.

2.4.4 Pigmentos

Son polvos que se adicionan en pequeñas cantidades a la mezcla de porcelana, para obtener diversas tonalidades de color y así imitar los dientes naturales. Se obtienen triturando conjuntamente óxidos metálicos, con vidrio y feldespato, fundiendo la mezcla en un horno, que posteriormente se vuelve a triturar hasta conseguir un polvo⁴.

Los pigmentos mas utilizados son: el óxido de titanio para la obtención de tonos marrón-amarillentos, el óxido de uranio para color amarillo-anaranjado, el manganeso para la tonalidad grisácea, el óxido de hierro y el óxido de níquel para el marrón, el cobalto para el color azul, el óxido de cobre y el óxido de cromo para el color verde; y el óxido de estaño se utiliza para aumentar la opacidad⁴. Fig. 21⁴².



Fig. 21 Pigmentos para porcelana dental.

2.5 Clasificación de cerámicas en odontología

En el ámbito odontológico se manejan varias clasificaciones de las cerámicas, pues realmente hacer una taxonomía de estas, es un trabajo arduo y complicado, debido a los diferentes parámetros que se consideran, tales como su composición química, modo de fabricación, temperatura de fusión, la microestructura, su uso e indicaciones, la translucidez, la resistencia y la abrasividad^{2,10}.

Entre los parámetros más importantes para su clasificación se encuentran los siguientes:

2.5.1 Según el criterio de la temperatura de procesado

Para la elaboración de las cerámicas dentales, se requiere de calor, por lo que esta clasificación se basa en función a la temperatura en que debe de ser procesada cada cerámica.

Según este criterio se clasifican en cerámicas de alta, media y baja fusión. Esta clasificación ha sido recientemente modificada debido a que existen porcelanas que se procesan a temperaturas muy inferiores e incluso en frío.

En la siguiente tabla se resumen las diferentes temperaturas de procesado, las principales indicaciones clínicas, así como sus ventajas e inconvenientes.

Tabla 1. Clasificación de las cerámicas por temperatura de procesamiento

Denominación	Temperatura	Indicaciones	Ventajas	Inconvenientes
Alta fusión	1300-1370°C	Producción industrial de dientes	> Resistencia > Traslucidez < Solubilidad Soporta muy bien modificaciones repetidas	Gasto energético elevado
Media fusión	1100-1300°C	Núcleo de elaboración de coronas jacket	< Intervalo de fusión < Cambio dimensional al enfriar	La porcelana se deforma durante las reparaciones repetidas
Baja fusión	850-1100°C	Recubrimiento estético de núcleos aluminosos y técnicas ceramometálicas	< Porosidad superficial < Grietas superficiales	
Ultra baja fusión	< 850°C	Combinación con metales como el titanio. Pequeñas rectificaciones puntos de contacto, anatomía oclusal, ángulos, etc.	Mejora las propiedades de las cerámicas de media y baja fusión	
Temperatura ambiente		Procesamiento directo en clínica evitando el laboratorio de prótesis	Evita el laboratorio de prótesis	No se conocen datos a mediano plazo

2.5.2 Según el sistema de procesado y presentación

Sistema de procesado	Nombre comercial	Presentación	Técnica
Convencional	Optec Duceram	Polvo mas lechada	Capas sobre troquel
Colada	Dicor	Pastillas: Lingotes sólidos	Cera perdida
Torneada	Cerec Dicor MCC Celay Procera Allceram	Lingotes cerámicos	CAD-CAM
Prensada o Inyectada	IPS- Empress Optec prensada	Lingotes cerámicos	Cera perdida
Infiltrada	In- ceram	Polvo: sustrato poroso y vidrio infiltrado	

2.5.3 Según la composición y características estructurales

Pese a tener una composición genérica, el predominio de uno de sus componentes da lugar a un sistema de clasificación.

Clasificación	Denominación	Compuesto principal
Cerámicas convencionales	Feldespáticas	Feldespato
	Aluminosas	Oxido de aluminio
Modernas vitrocerámicas	Cerestore*	Alúmina Vidrio de bario Sílice >50%
	Dicor	Alúmina Leucita
	Hi- ceram*	Alúmina 67% Sílice 20%
	In- ceram	Alúmina 85% Zirconio
	IPS- Empress	Leucita Alúmina 17%
	Optec HSP	Leucita Sílice > 20%
	Procera/allceram	Alúmina 99.9% Sílice
	Cerapearl	Anhídrido fosfórico

* actualmente ya superadas y abandonadas para uso clínico

2.5.4 Clasificación de la cerámica dental según su composición

Las cerámicas dentales engloban una gran familia de materiales inorgánicos dentro del grupo de materiales no metálicos y se pueden dividir a su vez en dos grupos:

- Cerámicas de silicato
- Cerámicas de óxidos

2.5.4.1 Cerámicas de silicato

De la misma manera que todas las porcelanas, están compuestas de silicato, cuarzo, feldespato y caolín, pero su principal componente es el dióxido de sílice. Son materiales compuestos de varios elementos, constituidos por cristales rodeados de una fase vítrea. Obedeciendo a la relación de la mezcla y al tamaño del grano de la sustancia en crudo, así como también al porcentaje de concentración de los distintos elementos y la temperatura de sinterización, se crea una gran gama de materiales cerámicos¹¹.

Según su composición, las porcelanas de silicatos se pueden clasificar en porcelanas:

- Feldespáticas
- Aluminosas

2.5.4.1.1 Porcelanas feldespáticas

Dentro de su composición predomina el óxido de sílice o cuarzo en un porcentaje de 46-66% y de alúmina de 11-17%¹¹.

Porcelanas feldespáticas convencionales: Actualmente no se realizan coronas feldespáticas como tal, por su baja resistencia a la fractura de 56`5 MPa. Su uso se da para recubrimiento de otras porcelanas, generalmente con alto contenido de alúmina o vitrocerámicas, en un intento por combinar las mejores propiedades de resistencia de estas, con la caracterización estética que las porcelanas feldespáticas pueden aportar. Entre las marcas comerciales se encuentran Optec, Mirage, Vintage, IPS Clasic, Ceramco, Creation/surprise, Vita Omega 900 y VitadurAlpha^{4,11}. Figs. 22⁶¹ y 23⁶².



Fig. 22 Ceramco.



Fig. 23 Vitadur Alpha.

Porcelanas feldespáticas de alta resistencia: Se pueden diferenciar dos tipos:

- **Reforzadas con cristales de leucita.** Los cristales de leucita se encuentran perfectamente distribuidos dentro de la matriz de vidrio, observable durante la fase de enfriamiento y después del prensado, contribuye en el incremento de la resistencia, sin afectar su translucidez.

Su resistencia a la flexión es de 160-300 Mpa.
Las marcas que encontramos en el mercado son IPS- Empress I, Empress esthetic, Finesse, Cergogold, entre otras¹¹. Fig.24⁶⁴. Fig. 24



IPS Empress I.

- **Reforzadas con oxido de litio.** La incorporación de estas partículas cristalinas trae consigo un aumento en la resistencia a la flexión de hasta 320-450 MPa, gracias a su importante volumen (60%), a su estructura dispuesta homogéneamente en forma de cristales alargados densamente dispuestos y al incremento en su tamaño después del proceso de prensado. Con este tipo de porcelanas, únicamente se confecciona el núcleo interno de las restauraciones, que después son recubiertas por cerámicas de fluorapatita. Algunas de las porcelanas que encontramos en el mercado son Style-Press e IPS Empress II¹¹. Fig.25⁶³.



Fig. 25 IPS Empress 2.

2.5.4.1.2 Porcelanas aluminosas

En un esfuerzo por solucionar algunos de los problemas que presentan las porcelanas feldespáticas, como su fragilidad, McLean y Hugues modificaron estas porcelanas incorporando un porcentaje mayor de alúmina (óxido de aluminio), fusionada en una matriz de vidrio de baja fusión, lo que constituiría hasta ese momento el sistema reforzador más efectivo (entre mas alúmina fuese incorporada). El incremento en la alúmina alcanza un porcentaje de entre el 40 y 85%, mientras que el porcentaje de óxido de sílice disminuye del 60 hasta el 15%. Este grupo corresponde a las clásicas porcelanas aluminosas convencionales, su porcentaje de óxido de aluminio no supera el 50%. Sus indicaciones son para la elaboración de coronas completas, recubrimiento de porcelanas de óxido de aluminio y de estructura de metal. Entre estas porcelanas destaca VitadurN, AlphaVitadur, NBK 1000, Vita Omega 900. Fig.26⁶⁵.



Fig. 26 VitadurN.

2.5.4.2 Cerámicas de óxidos

En este contexto se entienden tanto los óxidos simples, como el óxido de aluminio, dióxido de zirconio y dióxido de titanio, así como los óxidos complejos como la espinela, la ferrita, entre otros. Son materiales policristalinos con reducida o nula fase vítrea, la cual constituye la parte débil de la porcelana. A causa de su gran opacidad, son utilizadas como cofias internas de las restauraciones cerámicas.

- **De Óxido de aluminio.** En este grupo se encuentran: In-Ceram Alúmina formada por un 85% de partículas de óxido de aluminio de 2 a 5mm de diámetro, la elevada concentración de alúmina le otorga una resistencia a la flexión de 400-600 MPa; en In-Ceram Spinell, se sustituye la alúmina por óxido mixto de magnesita y alúmina lo que le da una mayor translucidez a la

cofia, esto se debe al origen cristalino de la espinela, que le da cualidades ópticas isotrópicas, como el bajo índice de refracción de los cristales; y en el caso del In-Ceram Zirconio, que tiene un porcentaje de 67% de óxido de aluminio y un 33% de óxido de zirconio, lo que consigue elevar su resistencia a la flexión hasta los 600-800 MPa. En el caso de Procera All-Ceram, presenta valores de 99.9% de óxidos de alúmina, lo que le da una resistencia a la fractura de 680 MPa, esta porcelana deberá ser recubierta por una cerámica aluminosa convencional¹¹. Fig. 27⁶⁶.



Fig. 27 Puente Procera® AllCeram.

- **De Óxido de zirconio.** Este es un compuesto policristalino de estructura tetragonal estabilizado parcialmente con óxido de itrio. Las cofias internas están formadas por cristales compactados fundidos unos con otros, lo que evita o reduce la presencia de porosidades. Dentro de este grupo se encuentran DC-Zircon (DCS), compuesta por un 95% de óxido de zirconio y un 5% de óxido de itrio, el zirconio funciona como un refuerzo para la porcelana a causa de su elevado modulo de ruptura, que es de 900 MPa y su alta dureza de 1200 Vickers¹¹. Fig. 28⁶⁷.



Fig. 28 Prótesis fija de óxido de zirconio.

Por tanto, existen en el mercado muchos tipos de cerámicas, las cuales tienen usos e indicaciones clínicas diferentes, debido a su composición y a las cargas a las que pueden estar expuestas¹⁰.

Materiales cerámicos para maquinado	Nombre comercial	Composición	Resistencia a la fractura	Sistema de maquinado	Fabricante	Indicación
Cerámica infiltrada	In-Ceram Zirconio*	Óxido de aluminio (Al_2O_3) 70%. Óxido de zirconio (ZrO_2) 30%	600 MPa	Cerec*	Vita	Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior
Alúmina altamente sinterizada	Procera Alúmina All ceram*	Óxido de aluminio Al_2O_3 99,9%	700 Mpa	Procera*	Nobel Biocare	Estructuras para restauraciones parciales y completas. Puentes de 4 unidades para el sector anterior hasta premolares con un solo púntico
	In-ceram AL*	Óxido de aluminio policristalino (Al_2O_3) 100%	500 Mpa	Cerec*	Vita	Estructura unitarias y puentes de 3 unidades con un solo púntico sector anterior
Zirconio estabilizado con ytria	YZ CUBES*	Óxido de zirconio (ZrO_2) 91-95%. Óxido de ytrio (Y_2O_3) 5%	1.000 Mpa	Cerec*	Vita	Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior
	Procera Zirconia Y-TZP*	Óxido de zirconio (ZrO_2) 91-95%. Óxido ytrio (Y_2O_3) 5%	1.121 Mpa	Procera*	Nobel Biocare	Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior
	IPS-E-Max ZirCAD*	Óxido de zirconio (ZrO_2) 91-95%. Óxido ytrio (Y_2O_3) 5%. Otros óxidos	900 Mpa	Cerec*	Ivoclar	Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior
	Zirconia Lava*	Óxido de zirconio (ZrO_2) 91-95%. Óxido ytrio (Y_2O_3) 5%. Otros óxidos	1.200 Mpa	Lava*	3M	Estructuras unitarias, puentes de 3 unidades con un púntico
	Everest* BIO ZS-Blanks	Óxido de zirconio (ZrO_2) 91-95%. Óxido ytrio (Y_2O_3) 5%. Otros óxidos	1.155 MPa	Kavo*	Kavo*	Estructuras unitarias, puentes de 4 unidades con dos púnticos en sector anterior y 3 unidades con un púntico sector posterior

Fig. 29 Tabla comparativa de materiales cerámicos.

CAPÍTULO III

PRINCIPIOS BIOMECÁNICOS EN LAS PREPARACIONES PARA CERÁMICAS LIBRES DE METAL

La remoción de tejido biológico para la rehabilitación protésica, implica un acto de naturaleza irreversible, ya que los tejidos dentales no tienen la capacidad regenerativa como otras regiones del organismo, por lo que este acto requiere una especial atención y cuidado¹².

Al efectuarse el tallado del órgano dentario, se remueven tejidos que serán restituidos por la restauración protésica, con la expectativa, de que dicha restauración deberá tener continuidad con la parte no preparada del diente de forma absolutamente precisa, deberá restablecer la función dental en la masticación, en el caso de los dientes anteriores la función de la fonética, así mismo deberá restablecer la estética uniformándose y mimetizándose armónicamente con el resto de los dientes naturales. Por otra parte, se busca que una vez cementada la prótesis no sufra modificaciones o daños y que perdure en boca durante mucho tiempo. Estos objetivos serán alcanzados trabajando en un entorno vital, activo biológicamente, y desafortunadamente susceptible de ser dañado¹².

Dentro de los principios que requiere una preparación dental, encontramos los biológicos y los mecánicos:

Principios biológicos:

- Diagnóstico y terapia del pilar protésico
- Requisitos periodontales
- Conservación de la integridad pulpar

Principios mecánicos:

- Fuerzas
- Retención
- Estabilidad
- Estabilidad estructural

3.1 Principios biológicos

Dentro de los principios biológicos para las preparaciones dentales se debe reconocer ante todo, que el campo biológico sobre el que se va a intervenir, este en condiciones de perfecta salud. Un periodonto saludable tendrá un comportamiento previsible y positivo ante el daño, que aunque mínimo y controlado, sufre necesariamente¹².

3.1.1 Diagnóstico y terapia del diente pilar protésico

Es indispensable realizar un diagnóstico estricto y detallado de la condición de los tejidos periodontales, de los tejidos duros, de la condición pulpar y de las restauraciones previas. La inspección clínica, la exploración periodontal adecuada y un buen análisis radiográfico, constituyen requisitos obligatorios antes de la realización de cualquier preparación protésica¹². Figs. 30⁴²,31⁴³ y 32⁴⁴



Fig.30 Sondeo periodontal



Fig. 31 Vitalidad pulpar.



Fig.32 Análisis radiográfico.

La presencia de placa dentobacteriana o cálculo radicular, al igual que los signos relacionados con la enfermedad periodontal, obligan a tener un mejor manejo en lo que respecta a la higiene bucal del paciente. Cuando la patología periodontal es evidente, resultará indispensable una terapia periodontal específica, ya que todas las fases protésicas, desde la preparación de los órganos dentarios hasta la toma de impresión, resultarían incómodas y erróneas, provocando que el resultado de la rehabilitación tuviera un pronóstico desfavorable y se viera perjudicado en el aspecto estético¹². Fig. 33⁴⁶.

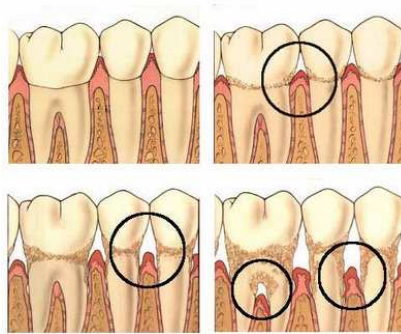


Fig. 33 Enfermedad periodontal y presencia de cálculo.

Si la enfermedad periodontal, ha provocado un aumento en la movilidad de los órganos dentarios pilares, se tiene que tener presente como un riesgo añadido para la rehabilitación protésica, ya que, si periodontalmente es considerado como un signo negativo, protésicamente un pilar móvil tendrá mayores complicaciones de naturaleza biomecánica, habrá una mayor probabilidad de desplazamientos de los pilares en el intervalo entre la toma de impresiones y la colocación de la prótesis definitiva, especialmente si la prótesis provisional no resultó ser lo suficientemente estable. La movilidad dental, también podría provocar problemas al momento del cementado: en caso de movilidad vertical del pilar, la misma presión hidrostática del cemento dental será suficiente para separar el pilar del anclaje, con la consiguiente pérdida del cierre marginal¹². Fig. 34⁴⁵.



Fig.34 Enfermedad periodontal y movilidad dentaria.

Siguiendo en la fase de diagnóstico, se tiene que evaluar la posición del diente pilar, basándose en las necesidades estéticas y funcionales, para la confección de la futura restauración protésica, en caso de que no coincidan será necesario un tratamiento de ortodoncia. El encerado diagnóstico puede ser una valiosa ayuda para determinar si se necesita o no el tratamiento ortodóntico, dicho tratamiento tendrá indicaciones sobre defectos de inclinación en los dientes pilares,

teniendo como objetivo facilitar el paralelismo y definición de un eje común de inserción¹².

Si se presenta el caso de que durante el tallado del órgano dentario, se observe el desajuste de una obturación antigua que deje socavados o paredes irregulares, resulta conveniente restaurar las porciones faltantes del diente, de manera que el pilar pueda tener una apariencia normal en cuanto a su forma y dimensiones, ya que si se intenta eliminar las zonas de concavidades con la propia preparación dental, se corre el riesgo de caer en una reducción axial excesiva¹².

3.1.2 Requisitos periodontales

Dentro de los requisitos periodontales existen 3 aspectos que deben ser considerados para el mantenimiento de las estructuras gingivales:

- Volumen de la estructura dental removida
- Limite y calidad de terminación cervical
- Evitar daños en estructuras gingivales

Volumen de la estructura dental removida

Se debe retirar suficiente tejido dental, de tal manera que exista el espacio necesario para la colocación de la prótesis. Una reducción de tejido insuficiente impide la obtención de una prótesis de contornos fisiológicos, el técnico queda sin condiciones para obtener dichos contornos, incurriendo en un sobrecontorno para acomodar el material que constituye la prótesis. Las restauraciones con sobrecontorno comprimen la encía de las superficies libres y la papila proximal, lo que provoca inflamación, hiperplasias y la instalación de la enfermedad periodontal, debido al deficiente control de la placa. Cuando existe la necesidad de que las coronas estén ferulizadas, se debe cuidar el no invadir el área de la papila, y crear un espacio adicional para el paso de un cepillo interdental¹³. Fig. 35⁴⁷.



Fig. 35 Prótesis ferulizada con sobre contorno.

Límite y calidad de la terminación gingival

Desde el punto de vista periodontal, el límite cervical mas adecuado es el supragingival. Al establecer la delimitación cervical, la preparación debe seguir la curva parabólica que circunscribe la encía. Esta precaución debe ser mayor en pacientes jóvenes y en la zona de dientes anteriores, debido a que esta curva, puede alcanzar una diferencia hasta de 3mm entre el punto más apical de la cara vestibular y las caras proximales¹³. Figs. 36⁴⁸ y 37²³.

La línea de terminación es la parte más crítica de la preparación y debe presentar ciertas características:

- Ser lisa y uniforme lo que influye en la adaptación marginal de la restauración.
- Proporcionar resistencia al margen de la restauración para soportar las fuerzas de masticación sin deformarse.
- Permitir el control de la higiene, protegiendo así el periodonto.
- De fácil preparación e impresión, muy bien definida y visible.

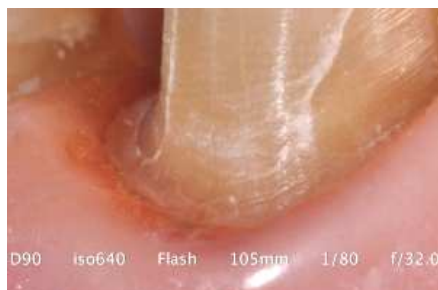


Fig. 36 Línea de terminación.



Fig.37 Línea de terminación lisa y uniforme.

Evitar daños en estructuras gingivales

Aunque las pequeñas lesiones en el acto operatorio no tengan características de irreversibilidad, una protección adicional es necesaria, ya que todo daño en los tejidos gingivales puede tener una respuesta imprevisible, que puede provocar una retracción posterior del tejido¹³.

3.1.3 Conservación de la integridad pulpar

La conservación pulpar, siempre que sea posible, constituye la mejor solución en el ámbito de la prótesis fija, esto se justifica por el hecho de que los dientes con pulpa vital se asocian a cualidades mecánicas (máximo mantenimiento de la estructura de la cámara pulpar, preservación de los intercambios metabólicos entre la pulpa y dentina) y biológicas (mantenimiento del potencial de defensa)¹².

Para lograr este balance pulpar se deben entender los mecanismos intrínsecos del complejo pulpa-dentina, los cuales están íntimamente ligados a nivel embriológico, anatómico, fisiológico y como extremo, patológico.

En efecto, sea la agresión dentinaria de naturaleza física, química o bacteriana, el complejo dentino-pulpar responde con una serie de fenómenos inflamatorios en el entorno de la pulpa como reacciones típicas y constantes, y que a la larga mostrarán manifestaciones degenerativas. El término degenerativo es utilizado debido a que la pulpa raramente recupera su estado original, después de haber sufrido una injuria¹².

Este punto es de trascendental importancia para el odontólogo ya que guiará su comportamiento clínico.

Es necesario al momento de establecer el plan de tratamiento, saber que muy frecuentemente los futuros dientes pilares, han sido agredidos o traumatizados con anterioridad; la caries, cada restauración previa, cada patología periodontal, habrá causado su propia alteración sobre la pulpa¹². Figs. 38⁵¹ y 39⁴⁹.



Fig.38 Restauraciones previas extensas.

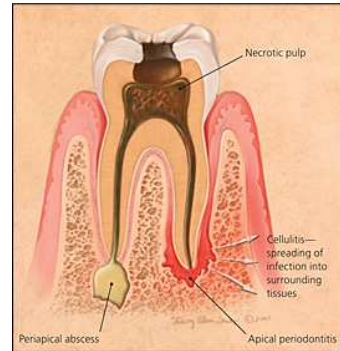


Fig. 39 Patologías pulpares y periodontales.

Desgraciadamente el examen clínico del diente pilar y de los tejidos de soporte, el análisis radiográfico y el estudio de la respuesta de la pulpa a los test de vitalidad no permiten establecer con seguridad un diagnóstico histopatológico de la pulpa dentaria. Este problema se agrava posteriormente, debido a que el proceso de envejecimiento de la pulpa corre el riesgo de acelerarse en cualquier momento por el efecto de las irritaciones mecánicas, físicas y químicas que acompañan al tratamiento protésico¹². Fig. 40⁵⁰ y 41⁵².



Fig.40 Tratamiento de conductos previos.



Fig. 41 Necesidad de retratamiento endodóncico.

3.2 Principios mecánicos

3.2.1 Fuerzas

Los requerimientos mecánicos son mejor comprendidos a partir del conocimiento de las fuerzas de diferentes magnitudes y direcciones desarrolladas durante la función por los músculos de la masticación, los labios, la lengua, la consistencia y adherencia de los alimentos y el propio movimiento del diente dentro del alveolo; fuerzas que deben ser soportadas por la prótesis¹³.

Los órganos dentarios no se encuentran implantados en su alveolo de una manera rígida, dada la elasticidad del ligamento periodontal, tienen determinados movimientos fisiológicos cuando están en función, aunque estos dientes no presenten pérdidas de inserción y modificaciones en el ancho del espacio del ligamento periodontal.

En prótesis unitarias, los movimientos de los dientes permanecen inalterados. La preparación dental y la corona requieren características mecánicas para impedir el dislocamiento y/o la deformación de la restauración individual únicamente. Por el contrario en un puente fijo, los órganos dentarios que sirven como soporte, están unidos a una estructura rígida, los movimientos se realizan como una unidad y las presiones son distribuidas uniformemente sobre el conjunto. Sin embargo, son mantenidas las características de dirección y amplitud de movimientos, de una manera independiente, de cada diente soporte, de acuerdo a su posición dentro del arco dental. Un puente fijo tiene como componentes el hueso alveolar, el ligamento periodontal, los órganos dentarios preparados, los retenedores, los pónicos y el cemento. Estos componentes tienen requisitos necesarios para evitar el dislocamiento, deformación o fractura, debido a la complejidad de las fuerzas que debe resistir, las cuales son mayores que para las prótesis unitarias (fig. 42)¹³.

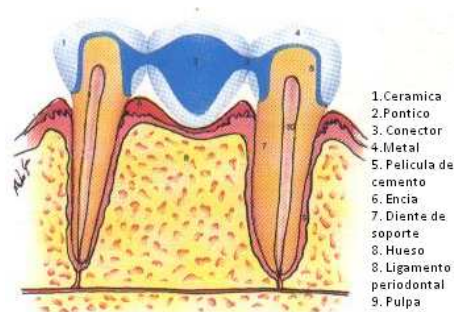


Fig. 42 Componentes de prótesis fija.

La complejidad de las fuerzas que una prótesis de varias unidades debe resistir, aumenta proporcionalmente a medida de su extensión, número y distribución de los dientes de soporte.

3.2.2 Retención

Cualidad de una preparación para evitar el dislocamiento de una prótesis en sentido contrario a su patrón de inserción. El elemento básico de retención es el conjunto formado por dos superficies opuestas, y dependen del grado de paralelismo del área de la superficie preparada y de la obtención de un único patrón de inserción, por lo que cuanto mayor es el paralelismo y la intimidad de contacto entre la preparación y la corona, mayor será la retención obtenida(fig. 43)¹³.

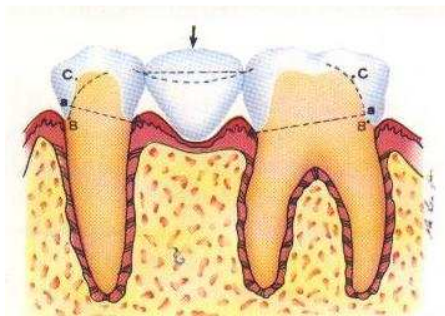


Fig. 43 La retención evita dislocamiento en sentido de su inserción.

El paralelismo en la preparación no es algo deseado, ya que se requiere una cierta convergencia para un mejor escurrimiento del cemento y el consecuente espesor mínimo de la película, principalmente en la superficie oclusal, ya que es determinante en la calidad del ajuste oclusal. El grado de convergencia depende también de las condiciones de cada situación clínica, es así como las coronas clínicas cortas requieren un paralelismo mayor, por el contrario las coronas clínicas largas no solo permiten, si no que requieren una mayor convergencia, para que los retenedores puedan ser adaptados pasivamente sobre las preparaciones. Se admite una inclinación de 6° y hasta 20° para coronas más largas(figs. 44y 45)¹³.

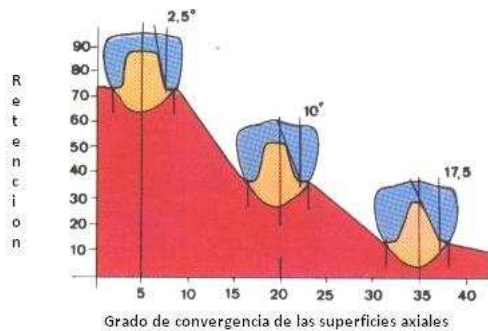


Fig.44 La retención es directamente proporcional al grado de convergencia.

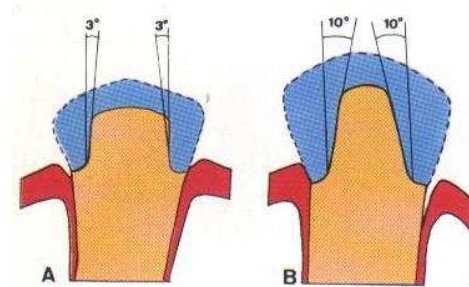


Fig. 45 A) Presenta una convergencia adecuada B) Presenta una convergencia excesiva.

El área de superficie preparada es fundamental para la retención, es afectada por el volumen y altura del diente, por la extensión de cobertura de la restauración, y otras características como cajas y surcos adicionales a la superficie de la restauración. Es decir, una restauración parcial no tiene la misma retención que una preparación de cobertura total efectuada en el mismo diente. De igual manera, un molar por tener una superficie preparada mayor será más retentivo que una preparación con las mismas características en un premolar(fig. 46)¹³.

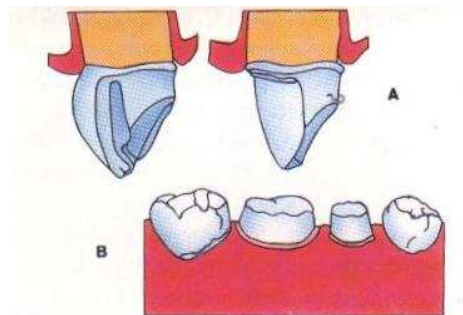


Fig. 46. Diferentes áreas de superficies preparadas.

3.2.3 Estabilidad

Evita el desplazamiento de la restauración frente a fuerzas oblicuas desarrolladas durante la función. Retención y estabilidad, aunque son conceptos separados, se relacionan interdependientemente, su diferencia radica en la dirección de las fuerzas ejercidas sobre la restauración¹³.

Es así como la retención evita o previene el desalajo de la restauración a lo largo del eje de inserción, mientras que la estabilidad previene la dislocación de la prótesis por fuerzas oblicuas o laterales¹⁴.

La estabilidad puede ser obtenida de dos maneras, una es mediante la disminución de la convergencia de las superficies, la otra es mediante la añadidura de surcos en las superficies axiales(fig. 47)¹³.

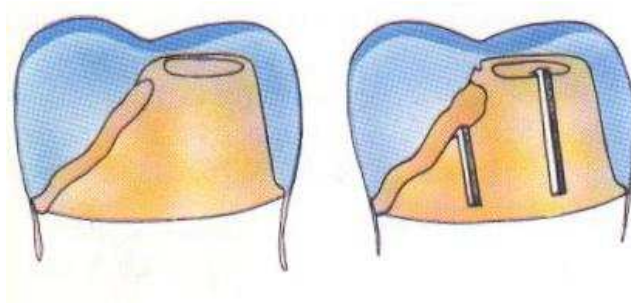


Fig. 47 Añadidura de surcos y pozos.

Coronas clínicas pequeñas, o de un diámetro extenso con convergencias acentuadas necesitan un paralelismo mayor en las superficies axiales preparadas, a menudo con la formación de un hombro para disminuir la convergencia y el diámetro de la base, por lo que las coronas clínicas de un diámetro menor tienen mejor estabilidad que las coronas de gran diámetro e igual altura¹³.

Las coronas colocadas sobre preparaciones cuyo diseño se acerca más a la forma cilíndrica, suelen tener una tendencia a la rotación sobre sí misma. De la misma forma una preparación con diseño cónico permite más fácilmente el dislocamiento de la corona que una preparación cuyo diseño es piramidal, de esta manera se puede ver que los ángulos formados por la unión de las paredes axiales y de estas con la superficie oclusal, no pueden ser redondeados en exceso ya que le confieren a la preparación características de inestabilidad¹³.

Hedgal y Silness proponen un postulado que menciona que “la longitud de cualquier diagonal del diente preparado debe ser siempre mayor que el diámetro de su base”, esto confirma físicamente lo propuesto por Shillingburg, Owen y Lewis

como parámetros mecánicos a ser observados en los diseños de preparaciones de las coronas¹³. Fig. 48¹³.

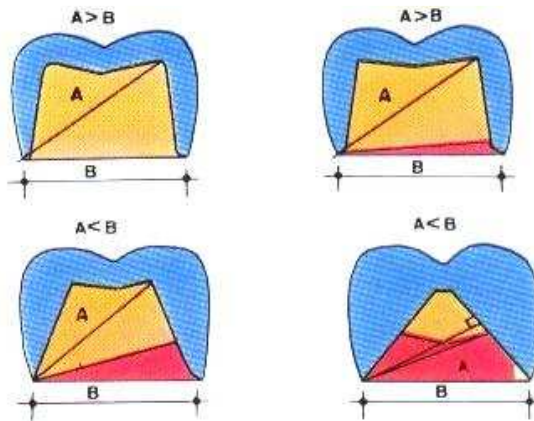


Fig. 48 La longitud de cualquier diagonal del diente preparado debe ser siempre mayor que el diámetro de su base.

Una prótesis que posee tres retenedores y dos pónicos intermedios, tiene características mecánicas representativas, debido a las direcciones y grandes movimientos diferentes de los dientes, una carga acentuada es generada sobre los extremos a partir del pilar intermedio que actúa como fulcrum. Existe un riesgo real de pérdida de retención del pilar extremo, con menores cualidades de retención, así mismo, si el pilar intermedio tiene como retenedor una restauración intracoronal sin protección de cúspides, los contactos oclusales se dan sobre estas, existiendo la posibilidad de que se puedan fracturar o provocar la intrusión del diente con la posibilidad de la pérdida de la retención¹³.

Shillingburg propone para esta dificultad clínica, la colocación de conexiones semirígidas del tipo “macho-hembra”, las cuales funcionan como rompedor de fuerzas evitando la pérdida de retención de los pilares extremos. El propósito de esta conexión es lograr que el pilar intermedio no actúe como fulcrum. El macho de la conexión se ajusta sólidamente a la hembra, si esta ubicado en distal del pilar intermedio, si esta conexión esta localizada en alguna otra posición dentro de la prótesis, provoca que los pónicos actúen como una palanca y que el macho tenga la tendencia a ser expulsado de la hembra, generando así un aumento en la movilidad o pérdida de retención de uno de los dientes soportes¹³.

En síntesis, existen cuatro factores relacionados con la retención y la estabilidad:

A. Grado de conicidad de la preparación dentaria

En una preparación dentaria, las paredes opuestas deben ser casi paralelas o ligeramente cónicas. Clínicamente es difícil obtener paredes paralelas, por la presencia de socavados en algún punto de la longitud de la preparación, ya que los dientes no presentan una configuración cilíndrica o tubular, además de que pueden generar problemas de asentamiento, especialmente cuando se trata de pilares múltiples¹⁴.

Considerando los aspectos anteriores, se acepta desde el punto de vista clínico una conicidad de entre 6° y 10° en las restauraciones individuales, por su parte, en preparaciones sobre pilares múltiples, el grado de convergencia hacia oclusal o incisal deberá de ser mayor, para permitir el adecuado asentamiento de la prótesis. Es importante tener en consideración que existe una relación inversa entre el grado de conicidad y la retención, a mayor conicidad menor será la retención (fig. 49)⁵³.

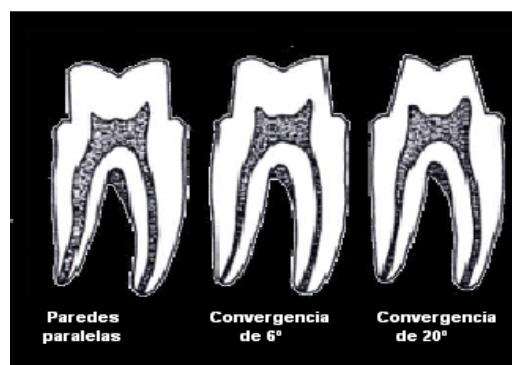


Fig. 49 Grados de convergencia dentro de las preparaciones dentales.

B. Circunferencia y longitud de la preparación

A mayor diámetro de la circunferencia dentaria preparada, su retención es mayor. Esta misma condición es aplicada con respecto a la longitud, ya que las coronas clínicas cortas tendrán menor retención debido a que existe menos superficie de contacto con la restauración¹⁴. Fig. 50⁵⁴.



Fig. 50 Diferentes circunferencias y longitud de preparación debido a la anatomía de cada diente.

C. Vía de inserción y remoción

La máxima retención en una prótesis, se consigue cuando hay una sola vía de inserción y de remoción. En ocasiones es necesario aumentar el grado de conicidad de la preparación; la paralelización de pilares múltiples en la preparación de pilares inclinados, entre otros, la limitación para la vía de inserción y remoción, se puede conseguir creando surcos y cajas adicionales, mejorando así la retención¹⁴.Fig. 51¹³.

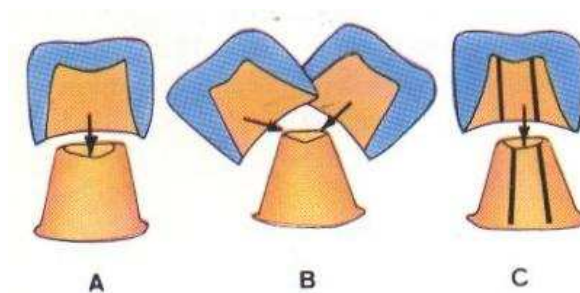


Fig. 51 Debe existir una sola vía de inserción y remoción.

D. Tipo de restauración

Las restauraciones de recubrimiento total, es decir las coronas completas, presentan el doble de retención que las restauraciones de recubrimiento parcial¹⁴.

3.2.4 Estabilidad estructural

La preparación del órgano dentario debe promover que la prótesis tenga un grosor mínimo para poder soportar las fuerzas masticatorias sin que haya deflexión. La deformación constante, puede producir fracturas en la porcelana, al igual que en la película de cemento, lo que provocaría filtración marginal, pérdida de retención y la presencia de caries¹³.

Si se realiza una reducción insuficiente del tejido o de una forma geométrica inadecuada, además de que se puede producir una restauración poco resistente y con riesgo de perforación por el uso, se provoca la presencia de puntos prematuros de contacto¹³.

Las preparaciones dentarias deben seguir los planos inclinados básicos de la superficie oclusal, para poder reducir la cantidad de tejido necesario, sin desgastar en exceso el diente lo cual comprometería la retención y estabilidad¹³. Fig. 52²³.

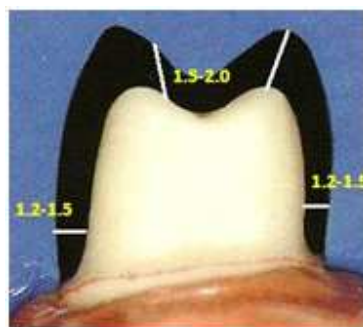


Fig. 52 Adecuado desgaste axial y oclusal proporciona una buena estabilidad estructural.

Otro aspecto importante, es la distribución equilibrada de las cargas oclusales sobre las restauraciones protésicas. Pruebas experimentales de Craig y El-Abrashi, demuestran que más importante que la cantidad de tejido dentario removido, es el buscar que la preparación tenga una forma geométrica que propicie la distribución uniforme de las fuerzas.

Las características a ser observadas en la preparación son el aumento de la superficie de contacto entre la restauración y la preparación, eliminando ángulos agudos en la superficie oclusal, por lo que estos deben ser redondeados en la unión de esta zona con las superficies axiales, también debe ser redondeado el surco central en la unión de las cúspides y el vértice formado por los planos inclinados de estas¹⁴. Fig. 53²³.



Fig. 53 Ángulos y surcos redondeados.

Craig y El-Abrashi, sugieren las terminaciones cervicales más horizontales, tipo hombro o chaflán, ya que dan una mayor resistencia a la distribución de las fuerzas. Las terminaciones más verticales no tienen las mismas cualidades, por lo que se distorsionan más fácilmente, y comprometen la integridad marginal, causando infiltraciones, caries y pérdida de retención¹⁴.

3.3 Valoración de dientes pilares

Las fuerzas oclusales se transmiten a los dientes pilares por medio de los pónicos, los conectores y los mismos retenedores. Existen tres requisitos esenciales que deben cumplir los dientes pilares¹⁴:

- Los tejidos circundantes deben estar libres de inflamación, si es necesario se debe llevar a cabo terapia periodontal antes de realizar cualquier tipo de rehabilitación protésica.
- Deben presentar adecuado soporte óseo tanto en calidad como en cantidad.
- No debe existir ningún tipo de movilidad dentaria.

Nyman y Lang establecen que el grado de movilidad dentaria depende de la altura o cantidad del tejido de soporte y la amplitud del ligamento periodontal. Cuando existe movilidad dentaria en presencia de una altura ósea adecuada, debido al trauma oclusal, un ajuste oclusal eliminará la causa y la movilidad tendrá un carácter reversible. Por otra parte cuando la movilidad dentaria se debe a una altura ósea reducida, la ferulización estará indicada para que no empeore el pronóstico de los dientes y el paciente no presente incomodidad a la masticación¹⁴.

Si la demanda funcional sobre los dientes pilares es mayor que su capacidad de resistencia, el pronóstico de estos dientes estará seriamente comprometido, de esta manera, se considera que los dientes con movilidad progresiva y no reversible, no son buenos candidatos como pilares individuales, como pilares para una prótesis fija unilateral, ni como soporte de una prótesis parcial removible¹⁴.

La valoración de los dientes depende de tres factores:

Proporción corona-raíz

Es la relación que existe entre la longitud de la corona desde la cresta alveolar, con la longitud de la raíz que se encuentra dentro del hueso alveolar. La proporción ideal es de 1:2 ó 2:3 y la mínima aceptable es de 1:1, en esta última proporción, el órgano dentario tiene un pronóstico cuestionable¹⁴.

A medida que se va perdiendo el hueso de soporte, aumenta de forma negativa la proporción corona- raíz; y de la misma forma se incrementa el brazo de palanca sobre la porción dentaria que no se encuentra dentro del hueso alveolar, y aparecen fuerzas laterales, generándose así movilidad (Fig. 54)¹⁴.

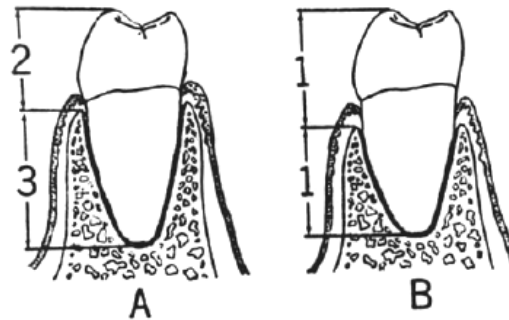


Fig.54 A) Proporción ideal corona raíz 2:3 B) Proporción mínima corona raíz 1:1.

II. Configuración de la raíz

Tiene relación con el mayor o menor soporte periodontal. Las raíces más anchas vestibulo-lingualmente que mesio-distalmente, más divergentes, con una configuración irregular, con dilaceraciones o acodamientos, las raíces más largas y gruesas, presentarán un mayor soporte periodontal, mientras que un menor soporte periodontal se presentará en aquellas raíces que tengan un corte seccional redondeado, en raíces convergentes o unidas, cónicas y lisas, cortas y delgadas; y en raíces rectas¹⁴. Fig. 55⁵⁶.



Fig. 55 La configuración radicular determinara el mayor o menor soporte periodontal.

III. Área o superficie radicular

Es la longitud que ocupa la inserción del ligamento periodontal, por lo que las raíces de mayor tamaño tendrán una superficie radicular mayor, la cual esta íntimamente ligada con la cantidad de soporte óseo¹⁴. Fig. 56⁵⁵.



Fig. 56 La longitud radicular está ligada al soporte óseo.

CAPÍTULO IV

SISTEMA PROCERA®

4.1 Concepto

Los tratamientos estéticos restauradores en odontología, tuvieron un gran impulso, siendo las cerámicas y los implantes las áreas con mayor evolución en los últimos años¹⁵.

Las tradicionales coronas metalocerámicas, poseen una resistencia óptima, sin embargo, sus propiedades de luminosidad y transmisión de la luz a través de la prótesis son completamente diferentes, comparadas con las propiedades que poseen los dientes naturales, debido a la presencia de su estructura metálica. Esta condición, asociada a la corrosión y oxidación que sufren los metales por acción del medio bucal, es el factor más negativo para evaluar la longevidad estética de estas restauraciones protésicas cementadas¹⁵.

En la actualidad, las restauraciones protésicas metal porcelana, están siendo sustituidas por las prótesis libres de metal, respetando sus indicaciones clínicas, ya que proporcionan mejores resultados estéticos, gracias a su capacidad de transmitir la luz; su resistencia, alta estética y estabilidad química. Los materiales como el óxido de aluminio, óxido de zirconia, leucita y litio ofrecen buenos resultados estéticos y funcionales, biocompatibilidad y costos compatibles¹⁵. Fig. 57¹.

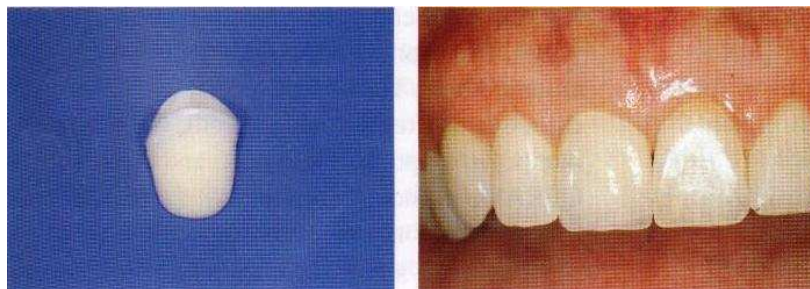


Fig. 57 Sistema Procera corona libre de metal.

4.2 Historia del sistema Procera®

El sistema Procera®, también conocido como sistema Sueco, fue desarrollado por su inventor Matts Anderson, en la Universidad Umea y el equipo Nobel Pharma (actualmente Nobel Biocare), quien lo describió en 1989, aunque ya se tenía información sobre este sistema desde 1987³.

Originalmente el proyecto estaba limitado al estudio y realización de 200 coronas en titanio, con esta técnica se pretendió eliminar errores relacionados con la técnica de cera perdida, y trabajar sobre el titanio, eliminando los problemas de su colado³.

Procera® fue introducido en el mercado en 1993. Durante los primeros años se utilizó exclusivamente óxido de aluminio puro (>99.5%) para la confección de cofias cerámicas (Procera® AllCeram), pero a partir del año 2001 se procesa también el óxido de zirconio (Procera® AllZirkon). Desde el año 2002, con la introducción de un software ampliado, existe además la posibilidad de fabricar prótesis de tres unidades y carillas. Así mismo, el sistema también es utilizado para estructuras implantosoportadas en prótesis de más de una unidad de titanio (Procera Implant Bridge), en el que se suelda con laser los bloques de titanio prefabricados y se fresan posteriormente para darles la forma deseada. En las prótesis sobre implantes, el sistema Procera® permite fabricar pilares modelados individualmente de titanio, de óxido de aluminio o de óxido de zirconio.

El sistema Procera® es posiblemente uno de los mayores avances en la ciencia de los materiales odontológicos, por medio de la tecnología CAD-CAM. Este sistema computarizado ha permitido la realización de adelantos en odontología, gracias al diseño asistido por computadora, y para el procesamiento de cerámicas libres de metal, alcanzando así excelentes resultados en cuanto a resistencia, estética, adaptación y biocompatibilidad^{15,16}.

4.3 Funcionamiento del sistema Procera®

Los dispositivos básicos para el funcionamiento del sistema Procera® consisten en un escáner, un ordenador personal *Pentium 3*, un monitor a color, *módem Software Procera®*, un equipo de fresas ultrafinas diamantadas para preparación dental y un kit de fresas de diamante para cerámica¹⁶.

El principio básico de este sistema es la lectura de un troquel de yeso o matriz de un encerado, mediante un escáner de contacto con una punta de carburo que presenta un diámetro de 2.5 mm, que convierte la información obtenida por el escáner en puntos en tresdimensiones¹⁶. Fig. 58¹⁷.



Fig. 58 Escaner de contacto sistema Procera®.

Estos puntos reproducen con gran fidelidad, los contornos de las preparaciones en la pantalla del ordenador. Después del procesamiento, es posible, el uso de un software específico, para redefinir los márgenes, la terminación cervical, definir la prótesis con un espesor uniforme, el espacio interior para el cemento, entre otros detalles¹.

Procera® utiliza los modelos de los dientes preparados y troquelados con dimensiones aumentadas para la confección de cofias cerámicas, que son infraestructuras de óxidos de aluminio u óxidos de zirconia sinterizados, extremadamente compactos, con una elevada resistencia a la flexión. Para el recubrimiento se utilizan cerámicas feldespáticas con un coeficiente de dilatación compatible al material de la infraestructura. Es importante disponer de un espacio suficiente para la cerámica de recubrimiento, con la finalidad de evitar defectos estéticos ocasionados por el material de la cofia, que a menudo tiene un aspecto opaco y blancuzco^{15,17}. Fig. 59¹.

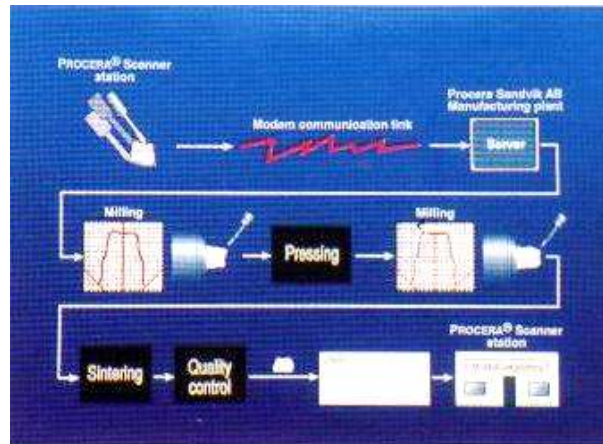


Fig. 59 Pasos en la confección de coronas PROCERA®.

4.4 Ventajas del sistema Procera® :

- Cofias de gran dureza y excelente pronóstico a largo plazo, su resistencia a la flexión es superior a 600 MPa.
- Elevada biocompatibilidad y muy buena tolerancia gingival.
- Excelente ajuste marginal.
- Sustituye el trabajo del técnico dental en la confección de la cofia, tarea que es asumida por el sistema CAD-CAM. El ceramista se concentra en el campo de la confección creativa del revestimiento dependiendo de cada configuración anatómica.
- El Sistema Procera® permite la posibilidad de almacenar y volver a recuperar los datos correspondientes a cada caso.
- No sufre ninguna contracción después de ser sinterizado.

El propósito, es realizar un barrido de la superficie del troquel y transformar la información obtenida en puntos tridimensionales, reproduciendo con alta fidelidad, la forma de la preparación dentaria o de un pilar sobre implante en la pantalla del ordenador. A continuación del procesamiento de estos datos por medio de un programa específico, se trabajan las imágenes definiéndolas y constituyendo el espesor de la futura prótesis. Con esta técnica se garantiza una mayor precisión en la adaptación¹⁶.

La información obtenida mediante el escáner, es enviada vía Internet a una central de producción donde se confecciona una cofia, la cual es devuelta al odontólogo para su prueba, aplicación de cerámica y finalización. Mediante este sistema se elimina gran parte del proceso artesanal de las prótesis convencionales¹⁶.

4.5 Aplicaciones del sistema Procera®

El sistema Procera® permite la confección de diferentes restauraciones con distintas indicaciones:

Procera® AllTitan

Es una prótesis con estructura de titanio, fabricada también con la ayuda de la computadora y la unidad de fabricación. Este método fue desarrollado como una alternativa para la técnica de cera perdida y las aleaciones de fundición. En este proceso, a dos pasos se incluyen: fresado y electroerosión.

Esta tecnología permite la fabricación de todo tipo de estructuras metálicas, tales como pilares personalizados, puentes fijos, coronas, así como cofias para dientes naturales e implantes (figs. 60 y 61)¹.

Indicaciones:

- Pilar protésico individualizado.
- Estructuras de monobloque individualizados en titanio para confección de prótesis parciales o totales fijas sobre implantes.



Fig 60. Cofia de Titanio para corona AllTitan.
puente de tres unidades.



Fig 61. Infraestructura de titanio para
puente de tres unidades.

Procera® AllZirkon

Se introdujo por primera vez en Alemania en Abril del 2001. Debido al éxito alcanzado por las coronas Procera® AllCeram y la búsqueda de un nuevo material que combinara estética y resistencia, surgió Procera® AllZirkon. Es fabricado con óxido de zirconio densamente sinterizado, estas coronas se indican para las unidades individuales en una región de la boca, donde se requiera la máxima resistencia (figs. 62y 63)¹.

Indicaciones:

- Infraestructura de zirconio para confección de coronas unitarias.
- Pilares protésicos individualizados sobre implantes.



Fig. 62 Cofia de zirconia unitaria.



Fig. 63 Corona Procera® AllZirkon.

Procera® Custom Abutment

La rehabilitación protésica utilizando elementos prefabricados como implantes osteointegrados puede ser difícil, ya que crea problemas para los pacientes debido a sus limitaciones y particularidades específicas. Situaciones clínicas como la angulación inapropiada del implante, el inadecuado espacio interoclusal (demasiado o reducido), y los problemas con la profundidad de fijación, a veces limitan o impiden la finalización satisfactoria de la restauración desde un punto de vista estético y mecánico. Con el uso de la técnica Procera® es posible crear un pilar personalizado de titanio, óxido de aluminio u óxido de zirconio para satisfacer necesidades específicas (fig. 64)¹.

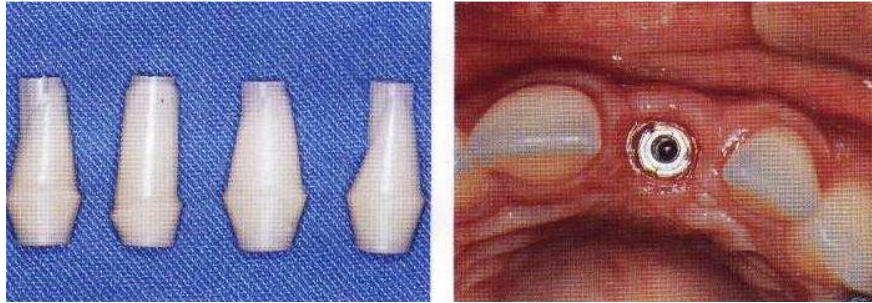


Fig. 64 Pilares Procera® fabricados en alúmina, para rehabilitación de implante dental.

Procera® AllCeram

Infraestructura de alúmina sinterizada para confección de coronas unitarias, carillas laminadas, prótesis parciales fijas de hasta tres elementos y sobre pilares protésicos individualizados¹.

CAPÍTULO V

SISTEMA PROCERA® ALLCERAM

5.1 Concepto

Consiste en un sistema de producción industrial de cofias de óxido de aluminio altamente puro, densamente sinterizado. El proceso de sinterización produce una condensación molecular de este óxido, por lo que la superficie es altamente resistente y libre de porosidad. Durante un proceso de sinterización muy controlado, el óxido de aluminio se contrae de 15 a 20%. El revestimiento de las cofias se realiza con porcelanas de baja fusión, tales como: Ducera AllCeram (Degussa Alemania), VITADURA Alfa (Vita), Cerabien (Noritake) y CreationAV, entre otros¹. Figs. 65³⁵ y 66³⁶.



Fig. 65 Ducera AllCeram.



Fig. 66 VITADURA Alfa.

Todas las coronas Procera® pueden ser cementadas a los dientes naturales, pilares CeraOne, TiAdapt y CerAdapt, y los pilares Procera® (fig. 67)¹.

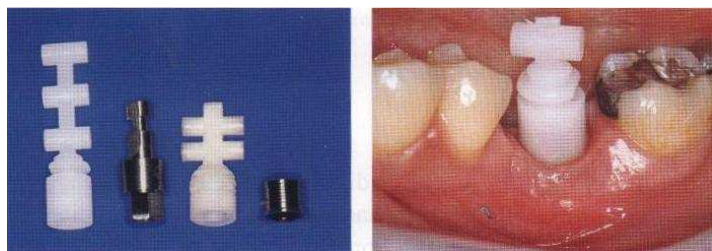


Fig. 67 Componentes pilares CeraOne.

La corona Procera® AllCeram está constituida de una cofia de óxido de aluminio puro, densamente sinterizado, que presenta una resistencia a la flexión de hasta 610 MPa. En un estudio in vitro se determinaron valores de resistencia a la fractura comparables para coronas Procera® con un grosor de cofia de 0.5 y 0.7 mm, aunque el grosor de capa recomendado para las cofias de óxido de aluminio sigue siendo de 0.6 mm^{16,17}.

Procera AllCeram utiliza los modelos de dientes preparados y troquelados con dimensiones aumentadas para la confección de cofias. El polvo de alúmina de alta pureza (99%), es compactado sobre estos troqueles, aumentados por una técnica de presión en seco. Las cofias son sinterizadas a temperaturas de 1550°C, durante una hora y permiten la duplicación de troqueles con expansión lineal entre 12 y 20 % compensando la contracción de sinterización de la alúmina, que es en orden de 15 a 20%. El tamaño promedio de las partículas de alúmina presentes en las infraestructuras sinterizadas es de 4µm¹⁵.

5.2 Propiedades

La alúmina u óxido de aluminio, es un óxido blanco o incoloro de aluminio, que existe en dos formas principales. La forma estable α - alúmina que posee una densidad de 3.97 g/cm³, un punto de fusión de 2015°C, y un punto de ebullición de 2980 ± 60°C, presenta cristales incoloros hexagonales o rómbicos; por su parte la forma γ - alúmina posee una densidad de 3.5-3.9 g/cm³ y se transforma en la forma α por calentamiento, y es un sólido microcristalino blanco. El compuesto se encuentra en la naturaleza en la forma α como corindón¹⁸.

La α - alúmina es uno de los materiales más duros que se conocen, solo es superada por el diamante y el carburo de silicio; es empleada como abrasivo tanto en su forma natural, como sintética. La naturaleza refractaria de la alúmina, hace que sea un excelente material para la fabricación de recubrimientos de hornos y se use en cementos que han de soportar elevadas temperaturas¹⁸.

	Alúmina (ISO) (tamaño de grano promedio: 4.5 μm)
Densidad	> 3.90 g/ cm ³
Resistencia a la compresión	4000 MPa
Resistencia a la flexión	550 MPa
Modulo de Young	380 GPa
Tenacidad a la fractura	5-6 MPaVm

5.3 Ventajas

- Excelente estética.
- Libres de estructura metálica sin perder sus propiedades de fuerza y resistencia.
- Buena estabilidad de color.
- Reducido tiempo de laboratorio para la elaboración de la estructura de alúmina.
- Excelente adaptación en el troquel de la preparación del pilar.
- No requiere entrenamiento o equipo clínico especial por parte del odontólogo.
- Una mejor resistencia a la flexión en comparación con otros sistemas de cerámica.
- Evita, en la mayor parte del proceso, la intervención manual del técnico como en las prótesis convencionales.

5.4 Desventajas

- Precio del equipo.
- Necesidad de un laboratorio con escáner.
- Entrenamiento especial del técnico.
- Su uso clínico esta limitado, para prótesis unitarias y en algunos casos prótesis fijas de tres unidades.

5.5 Técnica de preparación para coronas Procera® AllCeram

La preparación de los dientes es una de las etapas más importantes del tratamiento protésico, y debe ser realizado con atención, precisión y cuidado a los detalles. El odontólogo debe tener especial cuidado con la protección del complejo pulpar, la salud periodontal, buscar un resultado estético satisfactorio, una oclusión adecuada, y la protección del pilar dental para la longevidad de la restauración, así como la satisfacción del paciente¹.

Para que el pilar sea mecánica y biológicamente satisfactorio, debe ser preparado de tal manera que reciba el apoyo adecuado contra el desplazamiento por las fuerzas de oclusión¹.

La técnica de la silueta le permite al odontólogo, tener una noción real del desgaste dental realizado, ya que, se inicia con la preparación de la mitad mesial del diente, preservando la mitad distal del mismo. Esta técnica se basa en el principio de conocer el diámetro del borde activo de la fresa de diamante, y la capacidad de controlar la cantidad de la reducción de los dientes (fig. 68)¹.

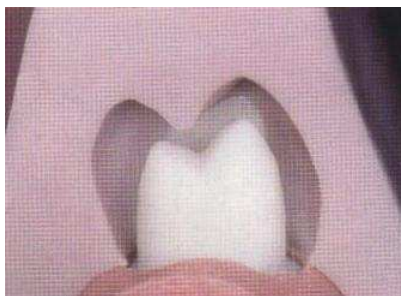


Fig. 68 Técnica de silueta con matriz de silicona.

5.5.1 Técnica para la preparación de coronas (sector anterior)

Esta técnica se lleva a cabo con los procedimientos estándar de la siguiente manera:

Paso 1: Surcos de orientación vestibular, incisal y linguo-cervical

La posición de la fresa es guiada por la morfología del diente. La superficie vestibular del diente presenta dos planos anatómicos, por lo tanto el tallado de los surcos se debe hacer en ambos planos (tercio cervical- medio y tercio medio-incisal). La punta de la fresa se debe colocar alrededor de 1.0 mm antes del margen gingival. Se

prefiere hacer la profundidad del surco de orientación vestibular de 1.2 mm aunque el desgaste final en la superficie vestibular será de 1.5 mm (figs. 69 y 70)²³.

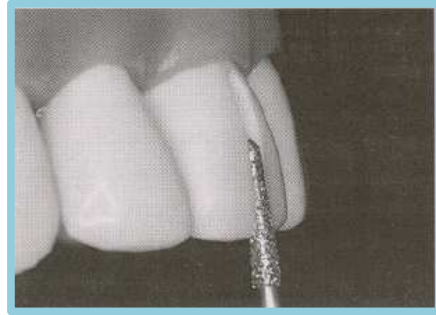


Fig. 69 Surco vestibular en tercio cervical-medio. Fig. 70 Surco vestibular en tercio medio- incisal.

Con la misma fresa se ejecuta un surco de orientación en el borde incisal dándole continuidad al surco vestibular.

Se profundiza el diámetro total de la fresa y un poco más para lograr aproximadamente 1.5 mm de profundidad, posteriormente, durante el acabado se obtiene la reducción necesaria del borde incisal entre 2.0 a 2.5 mm. El siguiente surco de orientación corresponde a la cara palatina, este solamente abarca el tercio cervical, en la zona media de la pared del cingulo, se hace estableciendo una pared vertical y su profundidad es de 1.0mm (figs. 71 y 72)²³.

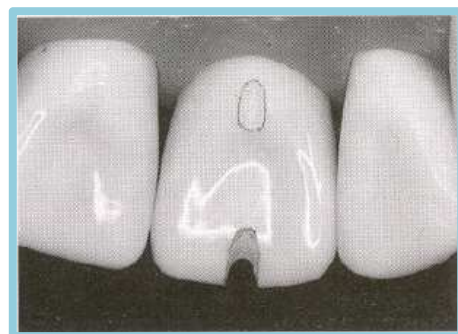
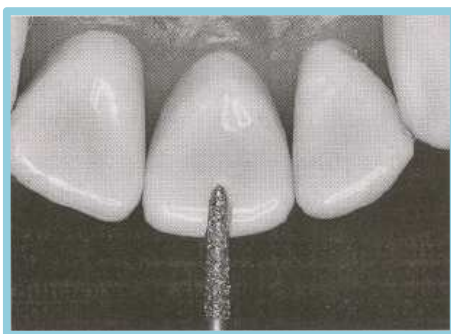


Fig. 71 Surco de orientación incisal.

Fig. 72 Surcos de orientación incisal y palatino.

Paso2: Caras proximales

Se debe proteger el esmalte del diente vecino con una matriz metálica. El corte se ejecuta de preferencia con una fresa punta de lápiz, iniciando en la cara mesial y luego en la distal, gracias a la longitud de la fresa, permite hacer el corte proximal en toda la extensión cervico-incisal, cuidando que la punta de la fresa no toque el margen gingival. Una vez producido el corte proximal, es necesario con la fresa troncocónica fina desgastar un poco más la cara proximal haciendo movimientos pendulares vestibulo- palatinos para crear un espacio interproximal adecuado. Una inclinación acentuada de la fresa causaría desgaste excesivo que puede comprometer la vitalidad pulpar y dejar paredes muy inclinadas con un mayor ángulo de convergencia lo que disminuye la retención y resistencia de la preparación (figs. 73 y 74)²³.

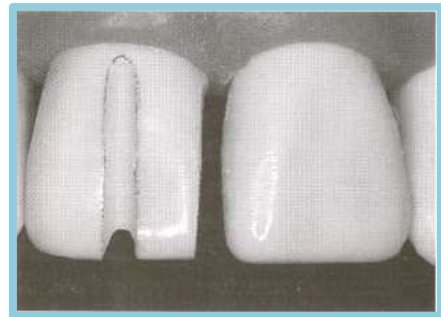
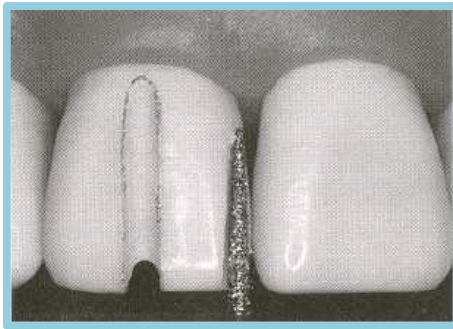


Fig. 73 Corte inicial de cara proximal. Fig. 74 Creación de espacio interproximal adecuado.

Paso3: Desgaste del borde incisal

Se realiza primero la reducción del borde incisal, que en las caras vestibular, palatina y proximal; para tener un mejor control de la preparación del diente. La reducción del borde incisal se hace con la fresa troncocónica, la misma empleada en la confección del surco de orientación. La reducción de la mitad mesial del borde incisal se evalúa con la otra mitad distal intacta que sirve por el momento como referencia. El desgaste del borde incisal obtenido en primera instancia es de aproximadamente de 1.5mm que es insuficiente para esa región. La reducción adecuada del borde incisal es de entre 2.0 a 2.5 mm será obtenida posteriormente en el acabado de la preparación (fig.75)²³.



Fig. 75 Desgaste incisal en porción mesial.

Paso 4: Preparación de la porción mesial

Se inicia rebajando la superficie vestibular a nivel del plano anatómico del tercio cervical-medio. La fresa troncocónica se coloca paralela al eje longitudinal del diente de la superficie vestibular, del tercio cervical, que determinan la trayectoria de inserción. Con movimientos pendulares se va desgastando el diente siguiendo el surco de orientación, realizándose así un desgaste uniforme (fig. 76)²³.

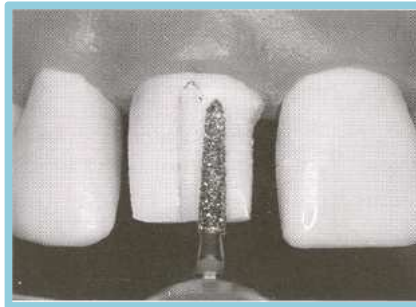


Fig. 76 Desgaste de la porción mesial.

La preparación se extiende ahora simultáneamente a la región proximal y palatina a nivel del tercio cervical, la fresa debe mantenerse paralela al eje longitudinal del diente. El desgaste en palatino debe formar una pared vertical con altura suficiente paralela al tercio cervical vestibular (fig.77)²³.

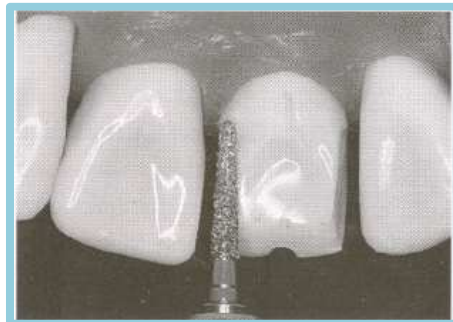


Fig. 77 Desgaste palatino.

Después se realiza la reducción de la superficie vestibular a nivel del tercio medio incisal, posicionando la fresa de diamante paralela a esa superficie (fig.78)²³.

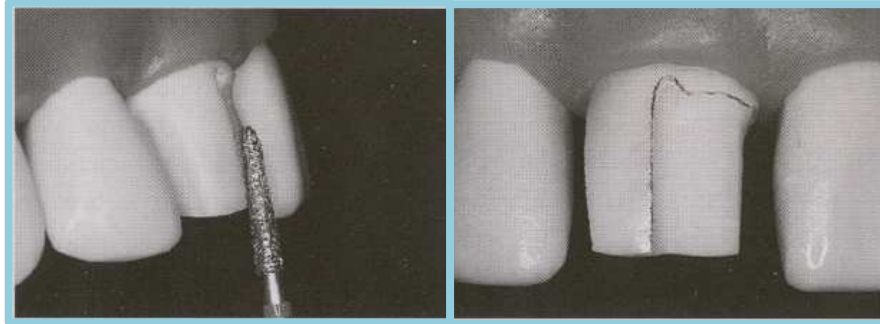


Fig. 78 Desgaste de la porción mesial vestibular a nivel de tercio medio-incisal.

Para la reducción de la cara palatina en el tercio medio-incisal es necesario usar la fresa con forma de pera, balón o rueda de carro, debido a la existencia de la concavidad palatina, y se evalúa el desgaste tomando en cuenta la oclusión con el diente antagonista. La reducción recomendada de la cara palatina es de 1.0 a 1.2 mm (fig. 79)²³.

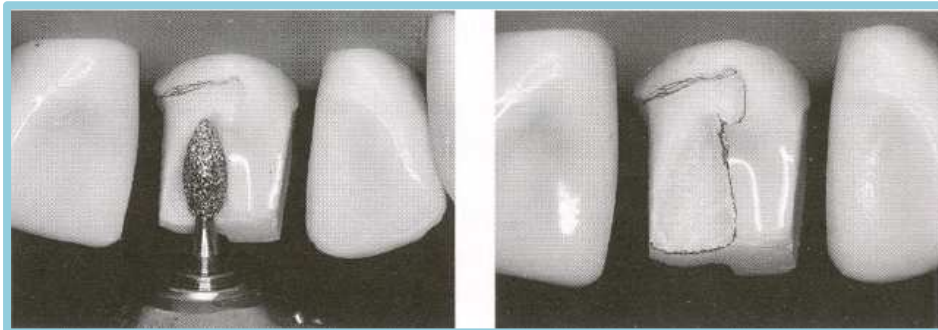


Fig. 79 Desgaste de la porción medial palatina a nivel del tercio medio-incisal.

Paso5:Preparación de la porción distal

La porción distal es tallada siguiendo la secuencia operatoria anteriormente descrita en la porción mesial, después de haber sido comparadas para realizar la evaluación del desgaste (fig. 80)²³.

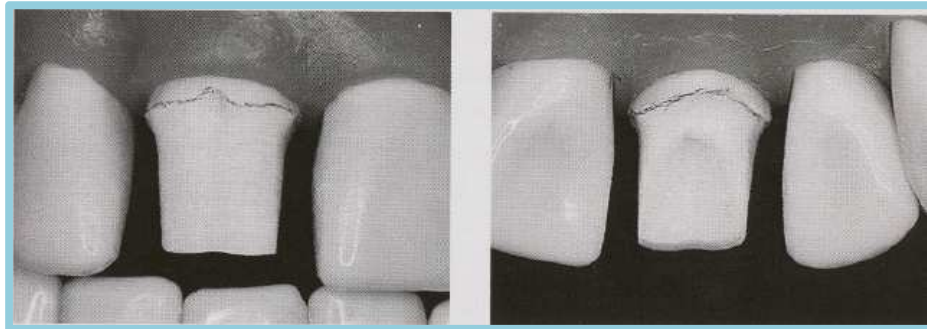


Fig. 80 Preparación de la porción distal.

Paso6: Preparación de la terminación cervical

El tallado de la terminación cervical es una fase muy importante en la preparación dental. La fresa se posiciona paralela al eje longitudinal del diente o trayectoria de inserción. El desgaste se inicia profundizando la fresa en dirección axial para conformar el diseño de la terminación cervical.

Se debe seguir el contorno del margen gingival manteniendo la punta de la fresa a nivel de la encía evitando lacerar la misma. La terminación cervical debe estar localizada entre 0.5 a 0.7mm subgingival y se puede realizar en forma de chaflán, hombro redondeado y chaflán modificado redondeado (fig. 81)²³.

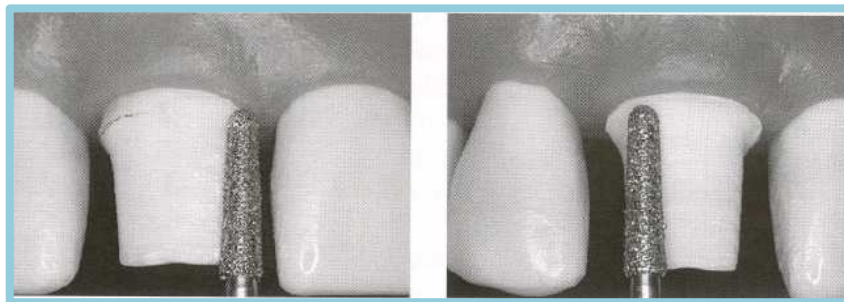


Fig. 81 Preparación de terminación cervical.

Paso7: Acabado de la preparación

Su objetivo es lograr una superficie lisa en las paredes de la preparación dental. Se recomienda para el acabado de la preparación el uso de fresas diamantadas de granulación fina. Se evalúa si algún área del diente requiere algún desgaste compensatorio o refinamiento necesario para lograr el espesor adecuado del material de reconstrucción protésica (figs. 82 y 83)²³.

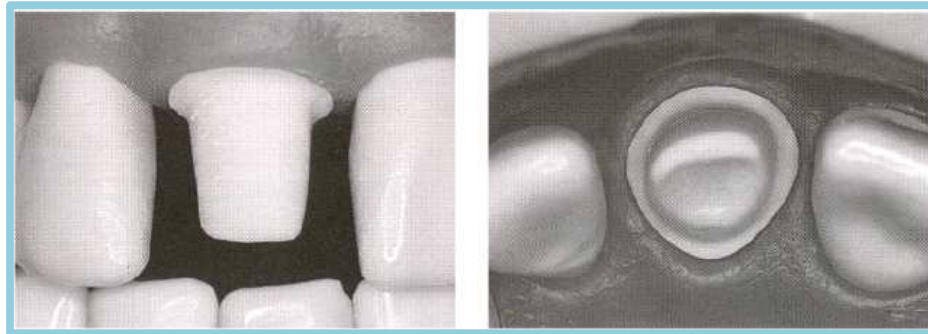


Fig. 82 Vista frontal de preparación terminada. Fig. 83 Vista oclusal de preparación terminada.

5.5.2 Técnica para la preparación de coronas (sector posterior)

Esta técnica se lleva a cabo con los procedimientos estándar de la siguiente manera:

Paso 1. Surco marginal cervical

La función básica del surco marginal cervical al iniciar una preparación, es establecer el margen al comienzo de la misma. El surco se realiza con una fresa esférica de diamante # 1014, en la cara bucal y lingual, hasta donde comienzan los dientes adyacentes. En la ausencia de contacto interproximal, el surco debe extenderse hasta la cara proximal¹.

La profundidad del surco debe ser de 0,7mm (la mitad del diámetro de la fresa de diamante) y se lleva a cabo mediante el uso de la fresa en un ángulo de 45° a la superficie (fig. 84)¹.

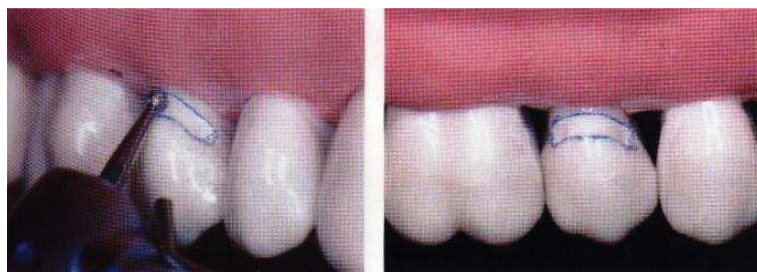


Fig.84 Realización de surco marginal.

Paso2. La orientación de surcos: vestibular, oclusal y lingual

Para los dientes posteriores, la profundidad de surco vestibular debe ser de 1.2 a 1.5 mm. Estos surcos se deben hacer siguiendo el plano inclinado de esta cara, el surco de orientación en la porción medio cervical, y el surco de orientación en la porción medio-oclusal (figs. 85 y 86)¹.



Fig.85 Realización de surco de orientación vestibular en porción medio-cervical.

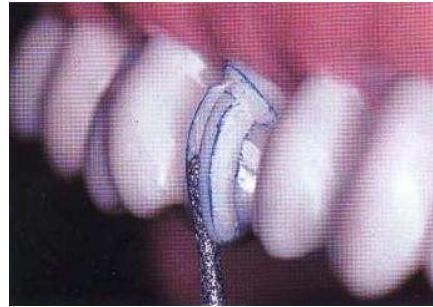


Fig.86 Realización de surco de orientación vestibular en porción medio-oclusal.

En la cara oclusal, los surcos deben ser preparados de acuerdo con los planos inclinados de las cúspides, alrededor de 1.5 mm de profundidad.

En los molares inferiores, el surco de la cara vestibular, debe estar preparado a la profundidad del diámetro de una fresa troncocónica punta redondeada de diamante #3216, que es de 1.2mm a 1.5mm (fig. 87)¹.

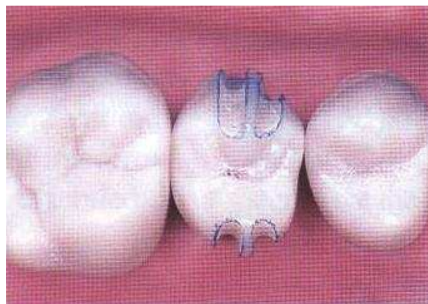


Fig. 87 Vista oclusal de surcos de orientación.

También es necesario desgastar la misma cantidad en la zona medio-oclusal para permitir que la corona tenga más resistencia, ya que esta zona es parte del área funcional de la cúspide de contención céntrica, y en consecuencia, participa activamente en la masticación.

El surco de la cara lingual también debe ser preparado a partir de su inclinación, con una profundidad de 1.2 a 1.5 mm, que corresponde al diámetro de la fresa troncocónica punta redondeada de diamante (fig. 88)¹.



Fig. 88 Realización de surcos de orientación vestibular y lingual siguiendo planos inclinados de cúspides.

Paso 3: Reducción interproximal

Con los dientes adyacentes protegidos por una matriz de acero, se inicia el desgaste de la concavidad natural de esta zona con una fresa de diamante de punta de lápiz o #3203, el propósito de este paso es crear un espacio para la reducción final con una fresa troncocónica punta redondeada. Es necesario crear un poco de inclinación (de 2 a 5°) en las paredes hacia oclusal, comenzando en el margen cervical que puede extenderse (5 a 10°) en el tercio cervical, para lograr una mejor adaptación de la prótesis (fig. 89)¹.

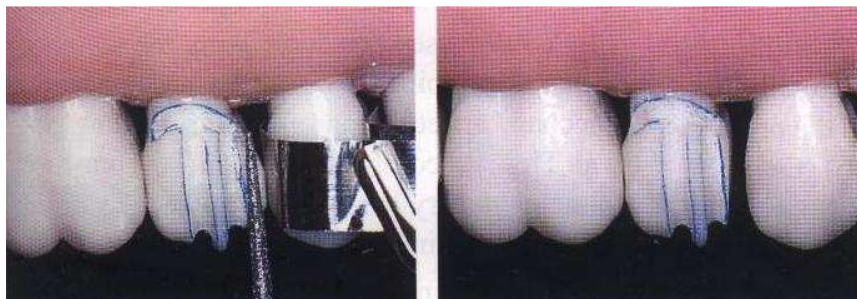


Fig. 89 Eliminación de punto de contacto protegiendo el diente adyacente con una matriz.

Paso 4: Unión de surcos de orientación

La unión de los surcos de orientación se debe hacer con fresa de diamante troncocónica punta redondeada #3216 ó 2215. Después de la unión de los surcos, la mitad del diente está preparada, lo que permite una evaluación de la cantidad del diente desgastado, en relación con el área integral. Si es necesario, las correcciones deben hacerse antes del comienzo de la otra mitad. También es necesario verificar la existencia de suficiente espacio interoclusal de 1,5a 2,0mm (fig. 90 y 91)¹.

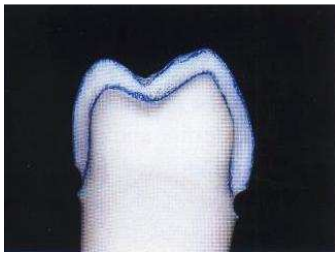


Fig.90 Evaluación de la porción desgastada

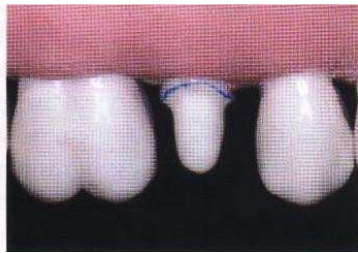
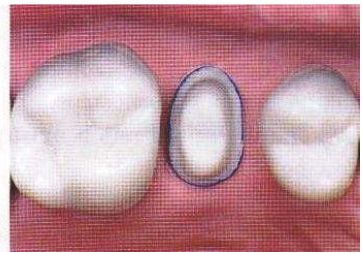


Fig. 91 Desgaste integral de la preparación con línea de terminación cervical nítida y uniforme.



Paso 5: Extensión subgingival

La profundidad de la línea cervical debe ser de 0.5a 1.0 mm dentro del surco. Se debe preparar en forma de un hombro con un ángulo axiocervical redondeado o en chaflán profundo uniforme, de tal forma que proporcione soporte mecánico para la restauración (fig. 92)¹.



Fig.92 Reducción de la línea de terminación cervical.

Paso 6: Acabado de la preparación

En este último paso se incrementa la profundidad del margen con fresas #4138 ó 4137. Se puede hacer uso de las fresas de diamante utilizadas en los pasos anteriores, pero a una velocidad baja, redondeando todos los ángulos agudos, el esmalte sin soporte dentinario y cualquier irregularidad que pueda permanecer en la zona marginal (fig. 93)¹.

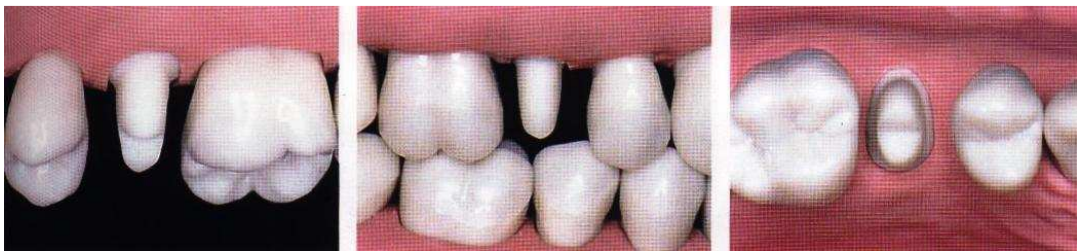


Fig. 93 Preparación dental terminada, con suficiente espacio interoclusal y adecuada terminación cervical.

5.5.3 Requisitos de las preparaciones dentales

Las preparaciones dentales para la colocación de este sistema, suponen ciertos requisitos que deben seguirse:

- Margen en bisel.
- Bordes y ángulos internos redondeados.
- Superficies lisas.
- Reducción axial de 1.2 a 1.5 mm.
- Reducción oclusal de 1.5 a 2.0 mm manteniendo la superficie oclusal plana, para facilitar el escaneado del troquel o el encerado en el laboratorio.
- Balance entre preservación de estructura dental y proporcionar suficiente retención y resistencia en forma de la restauración¹¹.
- La línea de terminación cervical puede ser en chaflán profundo o en hombro redondeado y uniforme, localizado de 0.5 a 1.0 mm subgingivalmente¹⁵.

5.6 Impresión y fabricación del troquel

Se puede elegir cualquier técnica o material para la impresión, y cualquier tipo de retracción gingival, como hilo retractor (método mecánico y químico), o una retracción mecánica a través de cofias de impresión elaboradas con acrílico¹.

Para la impresión de coronas totales, es preferible la realización de cofias de impresión individuales, ya que son más fáciles de manejar y menos lesivas para la encía circundante. Una vez que la cofia de impresión está hecha, es necesario hacer retracción mecánica de la encía, y se realiza un rebase en la zona cervical utilizandola técnica del pincel con resina acrílica (DuraLay o similar)¹. Fig. 94³⁷.



Fig.94Cofias de impresión.

Después de que la resina pierde su brillo, la cofia de impresión se coloca y se presiona contra la preparación, lo que lleva a cabo una retracción mecánica sobre la línea de terminación cervical del diente preparado. Después de la polimerización del acrílico, los bordes exteriores e interiores de la cofia, y la línea cervical marginal de la preparación están listos para el siguiente paso. El exceso de acrílico al interior y exterior de la cofia deben ser recortados, dejando la línea de terminación cervical intacta. Después de la aplicación de adhesivo, la cofia se llena con el material de impresión, el cual puede ser hule de polisulfuro o polivinilsiloxano, y se coloca en la preparación (fig. 95)¹.

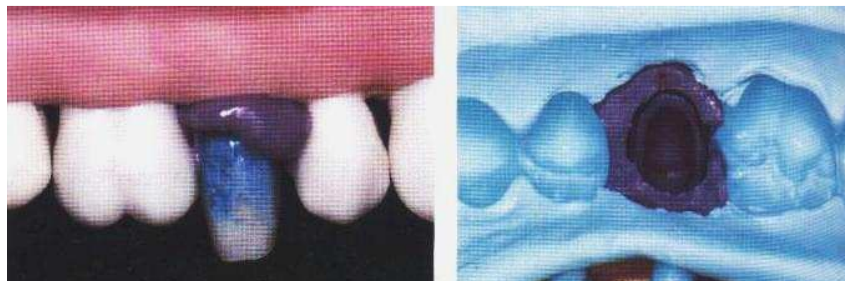


Fig. 95Toma de impresión con técnica de cofias y polivinilsiloxano.

La impresión se corre con yeso tipo IV o V, para la fabricación del troquel.

5.7 Escaneo

Teniendo el modelo de trabajo en yeso, se debe desgastar el troquel, con una fresa en forma de pera de tamaño considerable bajo la terminación cervical, formando una concavidad de 0.5 mm de profundidad y de 1.5 a 2.0 mm de altura, con el propósito de lograr una mejor definición y destacar la terminación cervical de la preparación^{1,16}. Fig. 96¹⁷.

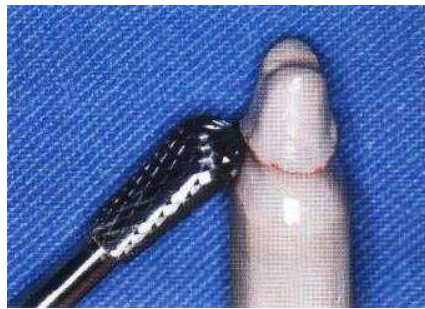


Fig.96 Desgaste del troquel.

El troquel se coloca en la base del escáner en posición vertical. Una herramienta especial (con láser de luz) ayuda a determinar el eje vertical del troquel por rotación.

Este escáner es un instrumento de precisión dotado de una sonda esférica de Zafiro, que contacta la superficie del troquel, mientras rota sobre su eje vertical. La punta de la sonda ejerce una presión constante de 17 gramos y mantiene la sonda en contacto con la superficie del troquel^{1,17}. Fig. 97¹⁶.



Fig. 97 Lectura del troquel.

Cada vez que se completa una rotación de 360°, la sonda se eleva automáticamente 200 µm para obtener otra línea hecha de puntos. De esta manera, una nueva línea de lectura es iniciada, hasta que toda la superficie del contorno del troquel haya sido leída y registrada, describiendo las características del diente preparado. Todo este proceso crea un promedio de 25000 a 50000 puntos en 3 minutos por cada troquel^{1,15}.

Cuando la lectura es completada, los datos pueden ser visualizados y trabajados en el monitor, definiendo tridimensionalmente la forma y contorno de la superficie de la preparación dental.

Después del escaneo el operador manipula la imagen generada por el escáner para determinar y definir en la cofia la terminación cervical. Para esto el software localiza a cada 180° el punto más prominente en el margen de la preparación, localizando 20 puntos alrededor de la circunferencia del borde.

Estos son registrados en un programa específico que establece la línea final de la preparación, el espesor de la cofia (de 0.4 a 0.6 mm), el ángulo de emergencia para la corona, y el espacio uniforme para el cemento, etc^{1,15}. Fig. 98-103¹⁶.

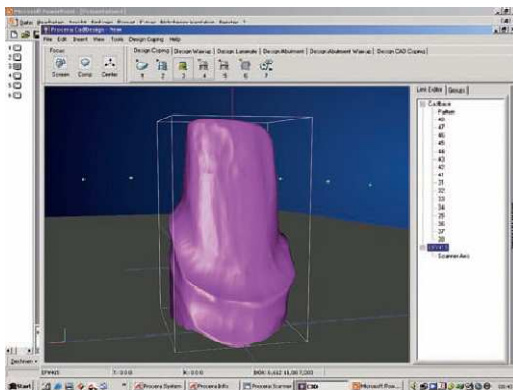


Fig.98 Orientación en el espacio tridimensional

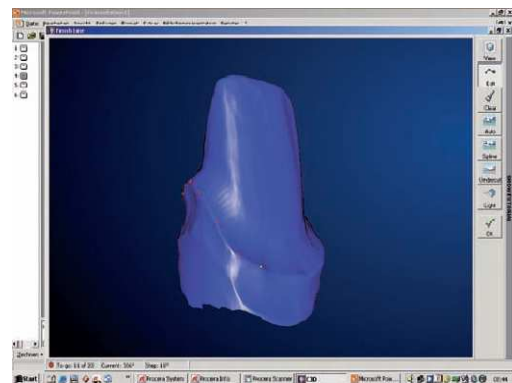


Fig.99 Determinación del límite de preparación.

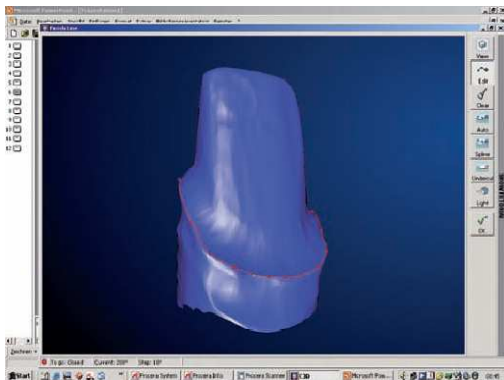


Fig.100 Línea de unión propuesta por el software.

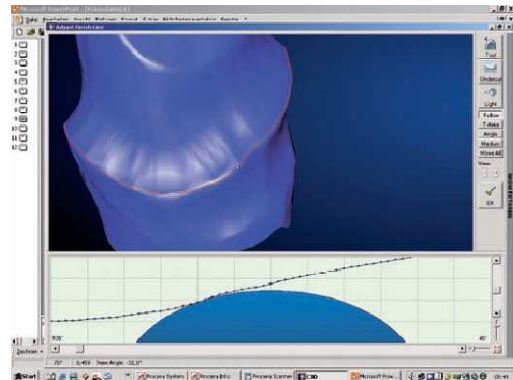


Fig.101 Corrección manual del margen.

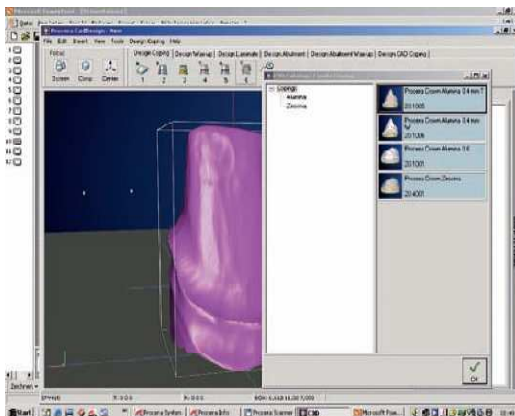


Fig.102 Elección del material y grosor de la cofia.

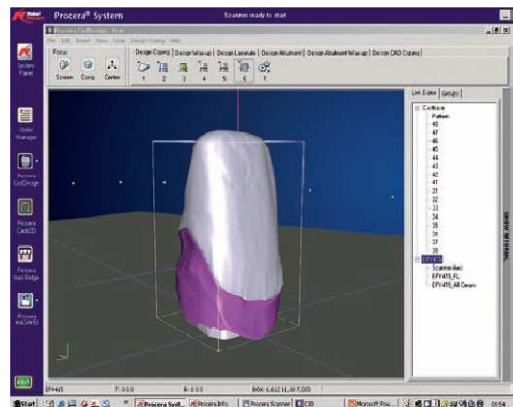


Fig.103 Vista con la cofia Procera seleccionada.

5.8 Fabricación de la cofia

Después de la conclusión de este proceso, esta información se guarda en el ordenador y se puede transmitir "vía módem" o Internet para su producción (PROCERA Sandvik AB Stokolm o en New Jersey)¹⁷.

Después de que la información digital es recibida en la unidad de producción, se producen dos troqueles, uno en refractario 23% mayor que el original producido por el barrido, debido a que el proceso de construcción de la estructura de óxido de aluminio tiene en cuenta la contracción de 20% después de la sinterización de las moléculas de aluminio. Para tener en cuenta que, el troquel se reproduce un 20% mayor en todas las dimensiones, incluyendo el espacio para el cemento^{1,16}. Figs. 104 y 105⁶⁸.

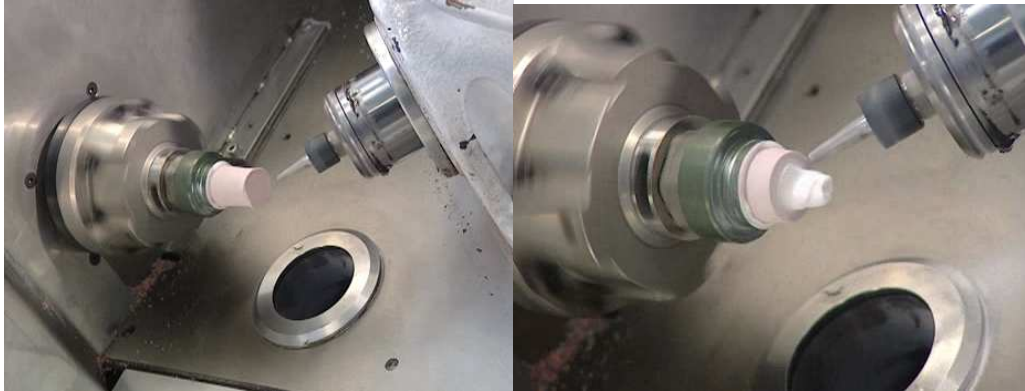


Fig. 104. Elaboración del troquel en refractario.

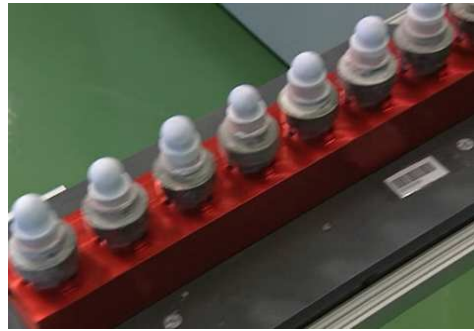


Fig. 105 Los troqueles son separados y llevados para la construcción de la cofia de alúmina.

Sobre este troquel se compactará el polvo de dióxido de alúmina (99,5% de Al_2O_3), bajo 2 toneladas de presión, fresada en la espesura y llevada al horno a 500°C , donde se remueve la cofia del troquel y se lleva a otro horno a 1640°C para la sinterización con contracción de la cofia en un 23%, volviéndolo a su tamaño normal. Posteriormente en otro troquel la cofia es analizada en cuanto a la adaptación marginal, verificando que no existan microfracturas y si el color esta dentro de lo establecido¹⁶.Fig. 106⁶⁸.



(A)



(B)



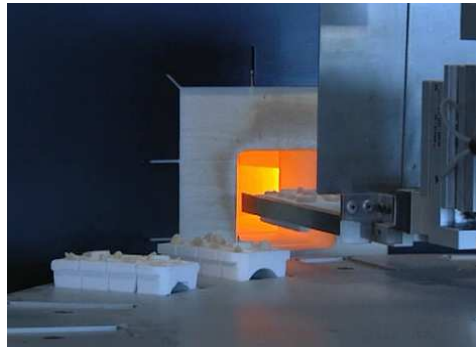
(C)



(D)



(E)



(F)

Fig. 106 (A) y (B) Compactación de alúmina en el troquel (C) y (D) Llevado del troquel a la fresadora (E) Cofias de alúmina (F) Sinterización en el horno a 1640° C.

La cofia pasa por un control de calidad y se envía para ser probada en la boca del paciente. Más tarde en el laboratorio el ceramista puede aplicar la porcelana a la cofia.

En algunos casos es necesario bruñir la cofia para proporcionar un mejor resultado estético y un perfil de emergencia satisfactorio. Las cofias son muy resistentes, lo que les permite estar indicadas para todos los dientes de la arcada dental¹. Fig. 107⁶⁸.



Fig. 107 Control de calidad y empaqueo de cofias.

5.9 Espesor de cofias

Para la confección de coronas Procera AllCeram, las cofias, base estructural de la restauración están disponibles principalmente en dos espesores diferentes: 0.4 mm y 0.6 mm. El espesor de la cofia afecta la resistencia y sus propiedades ópticas, ya que los materiales con mayor espesor son más opacos¹⁶.

Estas opciones para diferentes espesores en las cofias permiten encontrar una solución a cada caso particular, sin involucrar mecánicamente la reconstrucción final¹.

El estándar de las cofias Procera® tiene un espesor de 0.6 mm. Este espesor permite propiedades físicas y mecánicas satisfactorias, así como una excelente estética. Sin embargo, la disminución del espesor a 0.4 mm permite otros beneficios biológicos, tales como menor presión a los tejidos dentales, y proporciona más espacio al

técnico para la colocación de la porcelana. Estas cofias presentan un 30% menos resistencia flexural y a la compresión en comparación con las cofias de 0.6mm¹.

5.9.1 Cofias de 0.4mm

De acuerdo con sus propiedades físicas, mecánicas y estéticas, las cofias Procera® AllCeram de 0.4mm están indicadas para la región anterior en la reconstrucción de incisivos y caninos y en la región posterior sólo para primer y segundo premolar¹⁷. Fig. 108¹.

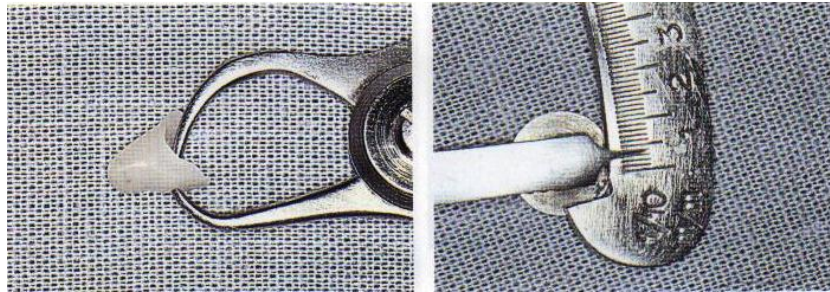


Fig.108 Comprobación de grosor de cofia de 0.4mm.

Ventajas

- Permite más espacio para la incorporación de la porcelana incluso en preparaciones convencionales.
- Excelente estética.
- No hay necesidad de reducción de la cofia a fin de crear un espacio para la incorporación de la porcelana, lo que reduce el trabajo clínico.
- Permite realizar preparaciones más conservadoras, con un mínimo de desgaste de la estructura dental.
- Es fundamental su uso para pacientes con sobremordida, donde el espacio lingual es reducido.

Tipos de cofias de 0.4mm

Existen dos tipos de cofias de 0.4 mm, blanco y translúcido, y cada uno da propiedades ópticas diferentes:

- Cofias translúcidas (únicamente pueden obtenerse mediante el bruñido de las cofias de 0.6mm)
- Cofias blancas (se obtienen a través de un tratamiento distinto de la misma alúmina durante el proceso de fabricación)

- **Cofias traslucidas de 0.4 mm**

Este tipo de cofias están indicadas en los casos donde no hay ninguna razón para ocultar el pilar, por lo que están contraindicadas en aquellos pilares que han sido reconstruidos con otros materiales de restauración (postes de metal y núcleos metálicos). Permiten a la corona tener un aspecto muy natural, ya que dan profundidad a la sombra, porque la estructura de la base de la porcelana no es opaca (fig. 109)¹.



Fig. 109 Cofia de alúmina traslucida de 0.4 mm de espesor.

- **Cofias Blancas de 0.4mm**

Estas cofias se utilizan para ocultar las decoloraciones antiestéticas de los pilares, así como postes y núcleos, o cuando un metal está involucrado en el pilar. Esto se debe a que su color blanco y opaco, camuflajea la visión de estas decoloraciones por medio de la cofia (fig. 110)¹.

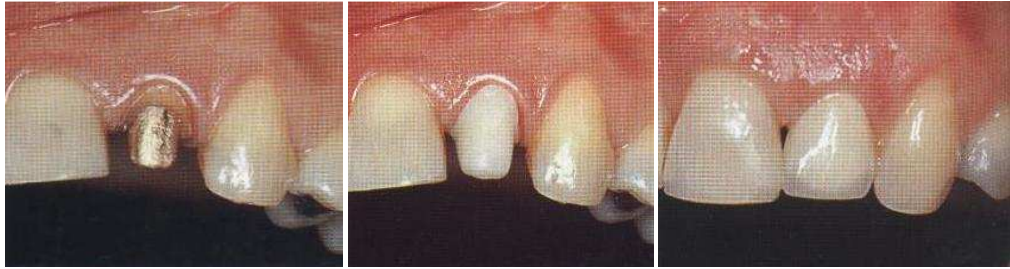


Fig.110 Colocación de cofia de alúmina blanca de 0.4mm en diente tratado con poste metálico.

5.9.2 Cofias de 0.6mm

A pesar de la convincente resistencia mecánica que presentan las cofias de alúmina densamente sinterizadas con un diámetro de 0.6 mm, algunas observaciones clínicas durante el plan de tratamiento protésico, nos llevan a reducir su espesor a una cofia de 0.4mm. Sin embargo, las áreas donde no es posible el uso de cofias 0.4mm, las cofias de 0.6 mm están indicadas, ya que además de la excelente resistencia mecánica que presentan, estas cofias tienen una buena capacidad para camuflajear la alteración del color de los pilares, y para conseguir un resultado más estético de la rehabilitación protésica. Estas cofias están indicadas para cualquier órgano dentario en la cavidad oral, desde los incisivos hasta los molares¹.

Debido a que el espesor es de 0.6mm, presentan una buena resistencia a la flexión (680 MPa) y resistencia a la compresión (500 Ncm), por los que muchos profesionales utilizan más estas cofias (fig. 111)¹.



Fig. 111 Colocación de cofias de 0.6 mm en dientes tratados con postes metálicos.

5.10 Hombro cerámico cocido en cofias acortadas

Aparte de del procedimiento estándar, en el que la cofia Procera® llega hasta el margen de la preparación, existe también la posibilidad de acortar la cofia en el margen y recubrir el hombro con cerámica de silicato¹⁷. Fig 112¹.

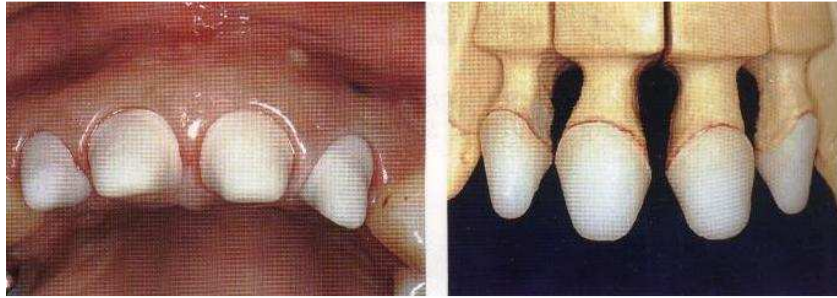


Fig. 112 Cofias no modificadas colocadas sobre los troqueles.

El hombro cerámico cocido tiene su origen en las restauraciones de metal cerámica, en las que facilita la transmisión de luz sin interferencias en la zona del margen gingival.

Algunos estudios in vitro han mostrado que la resistencia a la fractura disminuye a medida que aumenta la proporción de cerámica sin estructura metálica, pero también que una reducción vertical de 1 mm frente a un acortamiento sólo horizontal vestibular no debilita la corona de metal cerámica¹⁷.

En la corona Procera® con hombro cocido, se realiza un acortamiento horizontal (desde el límite exterior, hasta el ángulo interno de la preparación), y se evita una reducción vertical adicional en la cofia. Además, se puede acortar el muñón de yeso del pilar tallado en la zona del hombro horizontal hasta la pared axial antes del escaneado. Con ello se evita la necesidad de realizar un rebaje a posterior y el consiguiente riesgo de aparición de fisuras en la cofia¹⁷. Fig. 113¹¹.

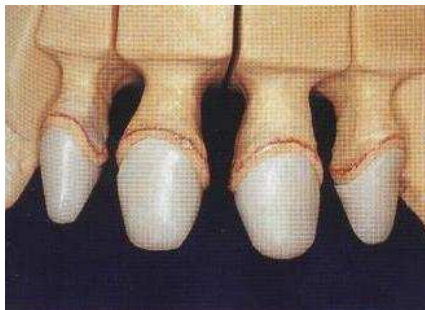


Fig. 113 Cofias modificadas con remoción de 1.5 a 2.0 mm alrededor del margen cervical.

El hombro cerámico cocido proporciona una adaptación óptima del margen de la cofia a nivel del borde interno redondeado, ya que en ocasiones la sonda del escáner no logra un registro completo del borde interno de las preparaciones de hombro. Al mismo tiempo, se puede optimizar individualmente la precisión de ajuste y el efecto estético en el margen con la cerámica de silicato de recubrimiento¹⁷. Fig. 114¹.

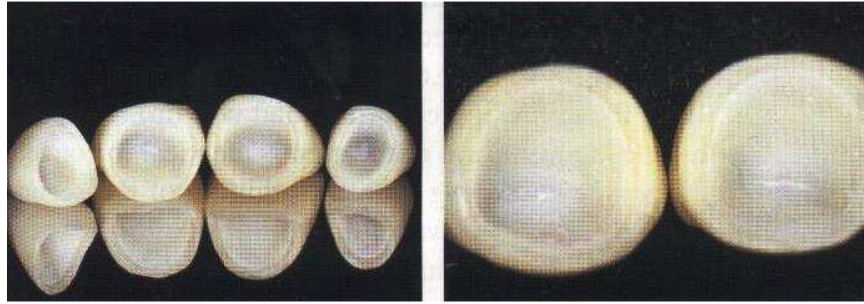


Fig.114 Vista interna de las coronas, se aprecia la creación del hombro cerámico.

En lo que se refiere a la resistencia a las fracturas de las coronas de cerámica sin metal Procera® AllCeram con cofias convencionales o con reducción circular, un estudio in vitro mostró que se conseguían valores de resistencia altos tanto si se incorporaba un hombro cerámico cocido como si no, e independientemente de la forma de la corona y del tipo de cemento utilizado.



Fig. 115 Restauración cementada con cofias modificadas con hombro cerámico.

CAPÍTULO VI

NUEVAS APLICACIONES CLINICAS SISTEMA PROCERA® ALLCERAM

6.1 Carillas PROCERA® AllCeram

El uso de las porcelanas feldespáticas y reforzadas con leucita para la elaboración de carillas se ha convertido en una práctica común para el tratamiento de discromías y fracturas dentales. Las carillas tienen un grosor mínimo de 0.3 mm por lo que son frágiles y requieren de una cuidadosa manipulación en el laboratorio y durante los procedimientos clínicos, ya que por su espesor pueden estar propensas al desarrollo de grietas²⁰.

El sistema Procera® permite la fabricación de carillas de porcelana. Es un avance sobre la técnica tradicional que produce un armazón de aluminio como base de la porcelana. Esto mejora la resistencia a la flexión de la restauración, lo que le permite ser probada en boca, para realizar modificaciones, y / o corrección de posibles errores de selección de color. A pesar de que el armazón tiene un espesor de 0.25mm, posee una extraordinaria capacidad para disimular algunas discrepancias de tono, y una excelente adaptación marginal¹.

Procera® Sandvik AB (Estocolmo, Suecia) ha desarrollado un procedimiento industrial para la fabricación de cada armazón de cerámica de alúmina de alta pureza y gran densidad de sinterizado. El armazón es diseñado y fabricado de la misma manera que las cofias de Procera® AllCeram. La porcelana es cocida en el armazón y sin un modelo refractario²⁰.

Son fáciles de usar tanto por los técnicos dentales como por los odontólogos y ofrecen posibilidades estéticas excelentes²⁰.

6.1.1 Indicaciones

Las carillas de porcelana son fabricadas para el reemplazamiento estético-funcional de los dientes anteriores, ya que no tienen una estructura extremadamente fuerte.

Pueden ser utilizadas en los siguientes casos:

- Fracaso con tratamientos conservadores (blanqueamientos, carillas de resina).
- Modificación de la morfología en casos de microdoncias o trasposiciones dentarias.
- Cierre de diastemas leves o moderados.
- Fracturas del tercio incisal.
- Restauraciones amplias en los dientes anteriores.
- Abrasiones de origen parafuncional.
- Alteraciones del esmalte.
- Alteraciones del color dentario.
- Rehabilitación de la guía anterior.
- Reparación de fracturas en coronas y prótesis de varias unidades.
- Modificación de tono.
- Defectos estructurales.
- Como complemento para la rehabilitación oral o el tratamiento periodontal^{1,21}.

6.1.2 Requisitos de Preparación

- La preparación debe seguir los métodos convencionales sin ningún tipo de ángulos agudos.
- La preparación debe estar entre 0.5 a 1.0 mm, lo que permite suficiente espacio para la carilla que se extiende hasta 2.0 a 3.0 mm de la cara lingual.
- La preparación debe ir más allá del contacto de 1.0 mm, recordando que el mínimo grosor requerido debe ser de 1.2mm, y el establecimiento de un margen de más allá o antes del contacto oclusal.
- La pared gingival debe presentar una forma de chaflán, y plazos más largos (de 0,3 a 0,5 mm) subgingivalmente. Para lograr esto es necesario el uso de una fresa de diamante con forma redondeada o una forma de llama.
- El acabado se debe hacer con las mismas fresas, a baja velocidad, seguido por la formación de un ángulo cavosuperficial (fig. 116)¹.



Fig. 116 Preparación para carillas Procera® AllCeram.

6.1.3 Restauración temporal

Las restauraciones temporales deben ser fabricadas como en las coronas convencionales. Usando resinas fotopolimerizables (sin protocolo adhesivo), acrílico, fundas de polipropileno, por métodos directos o indirectos¹.

6.1.4 Impresiones y modelos de yeso

Al realizar la técnica convencional, es más a menudo preferible que el margen cervical de la preparación sea subgingival, esta técnica requiere el uso de un hilo de retracción. El material de impresión puede ser polivinilsiloxano o poliéter, y los modelos se obtienen mediante el vaciado de la impresión para la obtención del positivo en yeso tipo IV (fig. 117)¹.



Fig.117 Toma de impresión de la preparación con polivinilsiloxano.

6.1.5 Técnica de escaneo para obtención de armazón de alúmina

Por parte del técnico, el escaneo de la preparación requiere una atención y conocimiento especial, para lograr los parámetros establecidos por la unidad de producción. Para un análisis adecuado, es necesario modificar la parte externa del troquel. Esa es la razón por la cual la cara lingual se socava para recibir una banda de cera o silicona en forma de masilla, que transforma la preparación para carilla en una corona completa. Entonces se hace posible por medio de la sonda de barrido el análisis del troquel, que no sólo registra los detalles de la preparación, también registra los detalles de la cera. El técnico utiliza la computadora para separar estas dos configuraciones, dejando sólo los márgenes de la carilla, a parte del análisis de la cara lingual (figs. 118 y 119)¹.



Fig.118 Preparación del troquel

Fig.119 Colocación de cera en cara lingual
previa al escaneo.

Después de la digitalización, es posible fabricar el armazón de alúmina para la carilla, de la misma manera que se realizan las cofias para las coronas completas. Debido a su naturaleza resistente, el armazón puede ser manipulado, y probado en la boca del paciente. El armazón debe tener 0.25 mm de espesor. Cuando la preparación es mayor de 3.0mm en la cara lingual hacia gingival, el laminado debe ser fabricado de 0.4 mm de espesor. Después de seleccionar el color, es colocada la porcelana de revestimiento, completando el sistema Procera® para carillas¹⁷. Figs. 120 y 121¹.

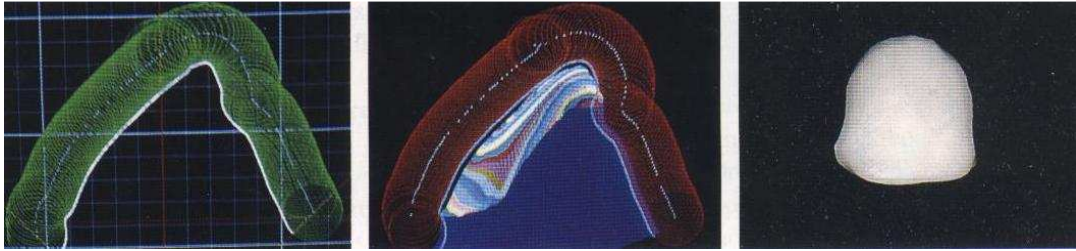


Fig. 120 Digitalización de la imagen en la computadora.

Fig. 121 Armazón de alúmina 0.25 mm.

6.1.6 Cementación

Para la cementación, se puede utilizar un cemento dual o el sistema adhesivo de curado químico. No hay necesidad de un tratamiento ácido interno para las carillas o coronas Procera® AllCeram. Gracias a la superficie interna rugosa, proporcionada por la disposición especial de las partículas de alúmina, existe una buena conexión con cualquier material adhesivo. Además, la alúmina no se ve afectada por el uso de ácido fluorhídrico que restringe otro tipo de carillas. El diente que va a recibir la carilla debe ser acondicionado con ácido en esmalte y dentina, así como seguir las instrucciones del fabricante del cemento adhesivo. Materiales de fotocurado también pueden ser utilizados a través del laminado Procera® AllCeram (fig. 122)¹.

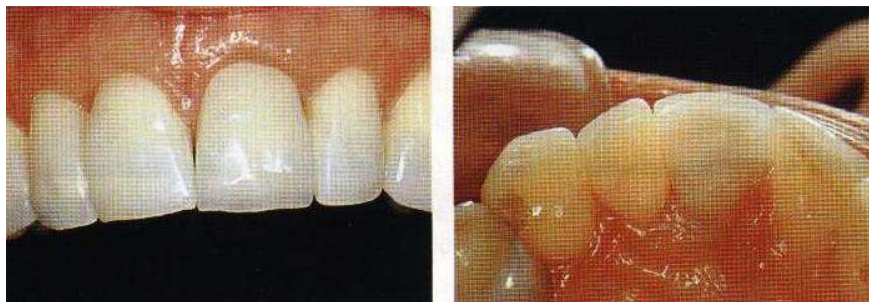


Fig. 122 Vista vestibular y lingual de carilla cementada usando un sistema adhesivo.

6.2 Procera® AllCeram prótesis fija de tres unidades

Debido a la creciente demanda de los pacientes por las restauraciones estéticas y funcionales, en combinación con una mayor aceptación del sistema Procera® por los clínicos, el sistema se ha ampliado para incluir la fabricación de prótesis fijas de tres unidades¹. Fig. 123⁵⁷.



Fig.123 Prótesis fija de tres unidades.

6.2.1 Fuerza

En prótesis fijas de tres unidades Procera® AllCeram, la unión entre el pónico y el pilar se construye también mediante alúmina, lo que añade una mayor resistencia a la estructura y una mejor adaptación que otras restauraciones libres de metal, porque se presenta como un bloque, no unidos por un agente de soldadura diferente.

Una prueba in vitro, realizada sin la colocación de la porcelana, demostró que la fractura se iniciaba en el cruce o en el pónico, y se extendía a la cara oclusal. Las fracturas en esa región no ocurrieron debido a la escasa resistencia de los materiales de soldadura, si no con mayor frecuencia debido a una técnica incorrecta, resultado de un cumplimiento insuficiente de la interface pónico-retenedor por el agente soldador (alúmina) y / o el agente de unión (vidrio)¹.

Este procedimiento de soldadura para restauraciones libres de metal, es específica para el sistema Procera®, tiene la ventaja de evitar el estrés después de la

cementación, y la adaptación con un ajuste excepcional. Si se presentara algún error en la adaptación y la soldadura, es posible repetir el procedimiento sin perder la conexión cuando ya está hecho¹.

6.2.2 Indicaciones

- No hay restricciones para el uso del prótesis fijas de tres unidades Procera® relacionados con la región de la boca, especialmente en la región posterior.
- En casos de alergia al metal o con fines estéticos.
- También se puede utilizar en casos de implantes.
- El espacio edéntulo donde el pónico será colocado, debe ser inferior a 11 mm de ancho y la altura ocluso-cervical de los retenedores debe ser superior a 3 mm.

6.2.3 Contraindicaciones

Las contraindicaciones son las mismas que se encuentran en cualquier otro tipo de sistemas libres de metal:

- Hábitos para-funcionales.
- Problemas periodontales.
- Molares inclinados que no permiten la libre inserción del pónico.
- Lugares donde es necesario el uso de la cementación temporal.

6.2.4 Técnica

Para la realización de una prótesis de tres unidades, mediante el sistema Procera® AllCeram, el clínico no tiene que invertir más tiempo que con la elaboración de una prótesis convencional. La preparación sigue el mismo procedimiento que la corona unitaria Procera® AllCeram, lo que significa un margen biselado de 1.2 a 1.5 mm de reducción axial y una profundidad oclusal de 1.5 a 2.0 mm, con contornos suaves y ángulos redondeados.

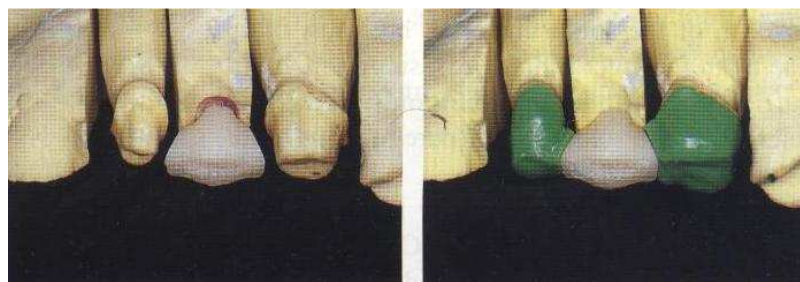
En los dientes posteriores, la topografía de la superficie oclusal debe ser plana, evitando la creación de fosas profundas y concavidades (fig. 124)¹.



Fig.124 Preparación de pilares con topografía oclusal plana.

6.2.5 Procedimientos de laboratorio

En el laboratorio, se llevará a cabo el encerado de los pilares, adaptándolos al pónico previamente seleccionado en el modelo de trabajo. Utilizando la técnica de doble escaneado (lectura de la preparación y el encerado) se producen las cofias Procera® AllCeram con un espesor mínimo de 0.6 mm, las cuales serán los retenedores de la futura prótesis (fig. 125)¹.



(A)

(B)



(C)

(D)

(E)

Fig. 125 (A) Selección del pontico prefabricado, (B) Fabricación del encerado de cofias para técnica de doble escaneado, (C) y (D) Técnica de doble escaneado (E) Digitalización de ambos pilares con el área donde será colocado el pónico.

Cuando llegan al consultorio dental, las cofias son probadas en la boca del paciente y unidas al p ntico Procera[®] prefabricado. El sistema permite unir las partes de la prótesis en la boca del paciente, para esto es utilizado un adhesivo multiuso, como Super Bonder (Loctite) o resina DuraLay. La infraestructura (p nticos y pilares) se envía al técnico para ser soldada, y luego una prueba adicional se realiza en la boca del paciente, y de nuevo es enviado para la colocación de la porcelana de revestimiento (fig. 126)¹.

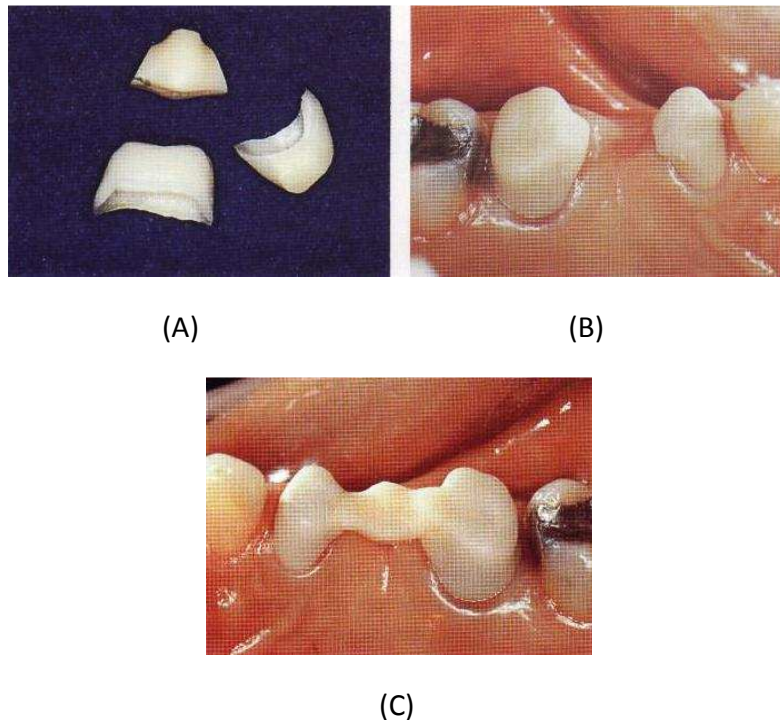


Fig. 126(A) Los tres componentes separados de la prótesis de 3 unidades, (B) Prueba de las cofias de  lmina en los pilares, (C) Colocación de SuperBonder o Duralay para unir las cofias al p ntico.

6.2.6 Soldadura de p ntico a retenedores

Es posible entonces hacer una impresión de transferencia y la soldadura. Antes de la soldadura, el técnico debe limpiar completamente la superficie de contacto, eliminando todos los residuos de resina acrílica y adhesivo dejado por el dentista, y se reposiciona el p ntico para determinar en que lugar será soldado en el modelo de trabajo (figs. 127 y 128)¹.

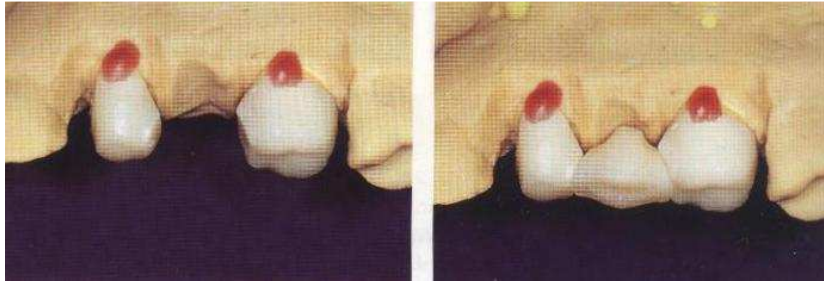


Fig.127 Posicionamiento de retenedores en el troquel.

Fig. 128 Colocación del pónico para determinar su correcta posición.

La interface del pónico y el retenedor será ocupada por el agente soldador (alúmina) el cual una ves secado, permite al técnico la remoción de la estructura (fig. 129)¹.

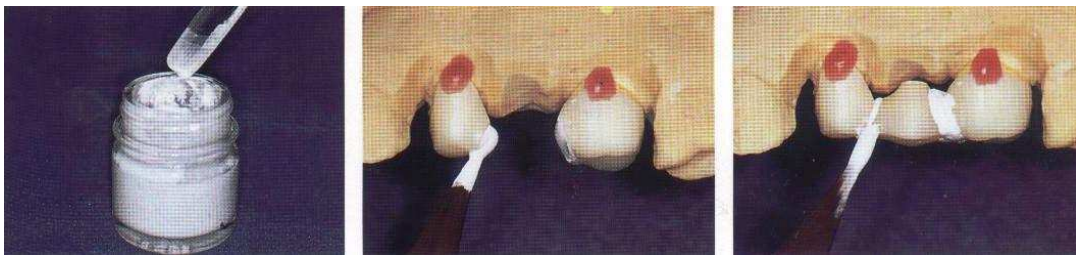


Fig. 129 Colocación de alúmina en la zona de conexión con el pónico y alrededor de la misma.

Sobre la alúmina, se aplica un agente de unión específico de vidrio, y la prótesis es llevada al horno de porcelana. Como la alúmina es porosa, el agente de unión se infiltrará por acción capilar. La temperatura recomendada es de 1200° C y el tiempo para la sinterización completa de la alúmina y la infiltración del agente de unión debe ser de una hora (fig. 130)¹.



Fig.130 Colocación del agente de unión (vidrio) sobre el agente soldador (alúmina).

Posteriormente, el odontólogo debe probar la infraestructura con mucho cuidado para comprobar la adaptación en el modelo de trabajo, el espacio donde la porcelana de revestimiento será colocada, y posteriormente seleccionar el color (fig. 131)¹.

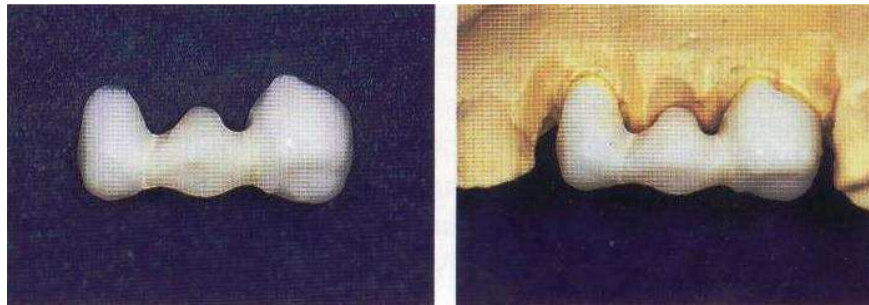


Fig. 131 Infraestructura de alúmina soldada, libre de excedentes.

6.2.7 Aplicación de cerámica de revestimiento

Después de la sinterización completa y la eliminación del exceso de agente de unión, la prótesis se prepara para la aplicación de cerámica. Cualquier porcelana de alúmina se puede utilizar como AllCeram(Degussa), VitadurAlfa(Vita), Cerabien(Noritake) y Creation- Av(fig. 132)¹.

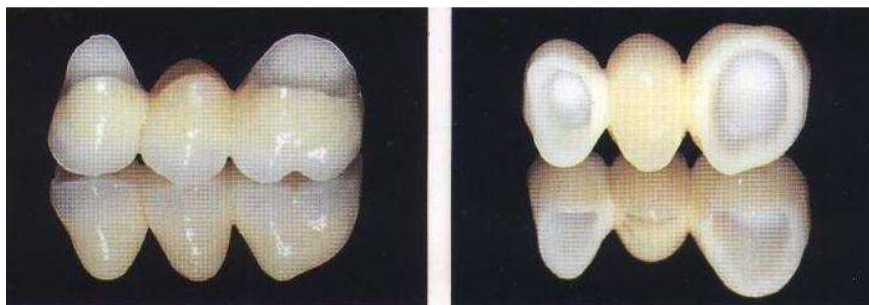


Fig.132Cerámica de revestimiento colocada sobre infraestructura de alúmina.

6.2.8 Cementación

No hay ninguna restricción en cuanto al tipo de cemento utilizado, pero la cementación temporal no es recomendable. La resistencia que posee Procera® AllCeram permite la cementación con cualquier tipo de cemento convencional, como resinas o ionómeros. Es importante tener en cuenta que la superficie interna de la corona no se trata con agentes de unión, cuando se utilizan cementos de resina. Es posible tratar sólo la preparación para la cementación adhesiva.

EJEMPLO DE CASO CLÍNICO¹⁷



Fig. 1 Paciente de 54 años de edad, acude a consulta con el deseo de mejorar la estética del sector anterosuperior. Presenta un tratamiento conservador en esta zona (O.D. 11,12,21 y 22) con obturaciones de resina, de las cuales no se sentía satisfecha con el resultado, especialmente por las recesiones gingivales que presenta.



Fig. 2 En la exploración clínica, se constató que la dentición presente mostraba una respuesta positiva a la pruebas de sensibilidad y que no existían lesiones cariosas. La exploración periodontal obtuvo un sondeo entre 2 y 4 mm, sin sangrado.



Fig.3 Se comenzó el tallado de las preparaciones dentarias, marcando los surcos de orientación vestibulares, incisales y palatinos.



Fig. 4 Se realizó el desgaste integral en todas las superficies dentarias, siguiendo la profundidad marcada por los surcos de orientación, y todos los pasos estipulados para la preparación de coronas libres de metal.



Fig. 5 Mediante la técnica de silueta, se realizó el control de la remoción de tejido dentario, con una llave de silicona pesada.



Fig. 6 Vista oclusal de las preparaciones dentarias terminadas en O.D 11,12,21 y 22, donde se puede apreciar una la línea de terminación definida y uniforme.



Fig. 7 Se realizó la prótesis provisional, con una base de acetato.



Fig. 8 Colocación de provisionales, rebasados, y ajustados perfectamente a las preparaciones dentales, con un buen ajuste marginal, evitando así, la compactación de alimentos con la consiguiente inflamación gingival.



Fig. 9 Colocación de hilo retractor, empacándolo dentro del surco gingival, para lograr una mejor definición de la terminación cervical.

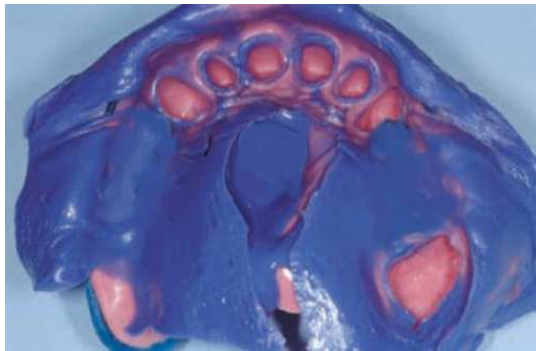


Fig. 10 Toma de impresión a dos pasos, con polivinilsiloxano, donde se puede apreciar la terminación gingival nítida de todas las preparaciones dentarias.



Fig. 11 Presentación de los troqueles de las preparaciones dentales, con cofias de 0.6mm Procera® AllCeram



Fig. 12 Prueba de cofias Procera® AllCeram de 0.6 mm en boca, para la valoración de su perfecto ajuste, resistencia al desalajo y evaluación del espacio restante para la colocación de porcelana de revestimiento.



Fig. 13 Prueba de coronas Procera® AllCeram en boca, para evaluar, color, anatomía y puntos prematuros de contacto



Fig. 14 Cementación de las cuatro coronas unitarias Procera® AllCeram, donde se aprecia un correcto ajuste marginal y excelente estética

CONCLUSIONES

En las últimas décadas, las coronas libres de metal se han convertido en una excelente alternativa en el tratamiento protésico, debido a las propiedades estéticas que poseen y a las mejoras que se han obtenido en cuanto a su resistencia, en los últimos años. Esto es debido a que las tradicionales restauraciones metalocerámicas, aun cuando logran cumplir las necesidades funcionales del paciente, se ha observado que a largo o mediano plazo, el margen cervical puede verse comprometido debido al oscurecimiento del mismo por la corrosión del metal, además de que la dificultad para la transmisión de la luz puede comprometer la naturalidad de la restauración.

El ordenador CAD-CAM ha sido un factor importante en estas mejoras, ya que se han conseguido subestructuras duras de cerámica de óxido de aluminio o zirconio, que proporcionan resultados satisfactorios a largo plazo, excelente estética y biocompatibilidad.

Cabe destacar que para conseguir buenos resultados estéticos y funcionales, se debe llevar a cabo un buen diagnóstico de tratamiento, que nos asegure el escoger la restauración idónea en cada caso, respetando los principios biológicos y mecánicos que nos exigen las preparaciones protésicas.

Gracias a los buenos resultados clínicos que han reportado las coronas Procera® AllCeram, se han realizado nuevas aplicaciones, para diferentes situaciones clínicas con excelentes resultados.

Se han realizado estudios acerca de los índices de supervivencia de las coronas PROCERA en el sector posterior, los cuales oscilan entre el 91.3% y el 95.2%, después de un periodo de 5 a 6 años. Estos porcentajes, obtenidos a largo plazo por las coronas PROCERA, se contraponen a los obtenidos por otros sistemas libres de metal, como Dicor, Empresse InCeram, en los que se han observado fracasos frecuentes debido a fracturas en el sector posterior.

Galindo et al estudiaron 135 coronas Procera® en dientes pilares naturales de 39 pacientes. Las coronas se fabricaron sobre cofias de óxido de aluminio con o sin reducción del margen (hombro cerámico cocido). El índice de supervivencia acumulado fue del 100% en el sector anterior y del 98.8% en el sector posterior después de un periodo de 5 y 7 años.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Francischone C E, Wonhrath Vasconcelos L. Metal-free esthetic restorations: Procera concept. E.U.A. : Quintessence Pub.;2003
2. Álvarez Fernández, M^a. A.; Peña López, J.M.; González González, I.R.; Olay García, Ma. S. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. RCOE. Revista del Consejo de Odontólogos y Estomatólogos, 2003 OCT; 8 (5)525-546
3. Mallat Desplats E. et al. Prótesis Fija Estética: un enfoque clínico interdisciplinario. España: Editorial Elsevier;2007
4. Craig R G. Cerámica. En: Materiales dentales restauradores. 7^a Edición. Buenos Aires: Ed. Mundi S.A.I.C. y F., 1988: 459-478.
5. Zeid Ibrahim.CAD/CAM Theory and Practice.1a ed. E.U.A.: McGraw Hill; 1991
6. Hawkes, Barry, CAD-CAM. Madrid: Editorial Paraninfo; 1989.
7. Blanco Fernández Julio y Sanz Adán Félix. CAD-CAM: Gráficos, animación y simulación por computador. 1^a edición. Madrid: Ediciones Paraninfo;2002
8. Sánchez C E, Machado C. Odontología CAD/CAM. Artículo de revisión.E.U.A.2010
9. Martínez Rus F, Pradés Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE 2007;12(4):253-263.
10. Caparroso Pérez C B, Duque Vargas J. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión.Rev. Facultad Odontología Universidad Antioquia. 2010; 22(1):88-108
11. Fons-Font, A, Solá-Ruiz MF, Granell-Ruiz M, Labaig -Rueda C, Martínez-González A. Choice of ceramic for use in treatments with porcelain laminate veneers. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2006;11:E297-302.
12. Castellani D. Atlas-texto de Prótesis Fija - La preparación de Pilares para coronas de metal-cerámica. Barcelona:Ed.espaxs; 1996
13. Mezzomo, Elio. Rehabilitación oral para el clínico. 1^a ed. México: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica C.A.; 2003.
14. Becerra S.G.Fundamentos biomecánicos en rehabilitación oral. Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia, 2005 - Vol. 17 N.º 1

15. Asenjo-Martinez M, Alexandre-Viana D. Sistema Procera® Allceram: excelencia estética y funcional en incisivo lateral pigmentado. Rev. Med Oral. Vol. IX, 2007, No 3:81-84
16. Balarezo A, Taipe C. Sistema In-Ceram® y sistema Procera®. Revista Estomatología Herediana. 2006; 16 (2) : 131 - 138.
17. Zitzmann, N, Hagmann E, Rohner, ZTM, y Krastl G. Uso clínico de coronas cerámicas sin metal con el sistema Procera AllCeram. Rev. Quintessenz. 2007;58(2):145-58
18. Julián Inmaculada, Sáez R, Martínez S. Diccionarios Oxford-Complutense Química. España: Ed. Complutense;1999
19. Milosevski M, Milosevska R, Spaseska D, Bossert J y Boccaccini A R.Preparación y propiedades de materiales cerámicos bioinertes en el sistema Al₂O₃-TiO₂-SiO₂.Boletin Soc. Esp. Cerám. Vidrio, 1998 38 [6] 455-460
20. Hager B, Oden A, Andersson B, Andersson L. Procera Allceram Laminates: A Clinical Report.Journal of Prosthetic Dentistry. 2001 Vol. 85, no. 3, 231-232.
21. Fons Font, Antonio et al. Selección de la cerámica a utilizar en tratamientos mediante frentes laminados de porcelana. Med. oral patol. Oralcir .bucal (Internet) [online]. 2006, vol.11, n.3, pp. 297-302. ISSN 1698-6946.
22. Bertone M N, Zaiden S L. Restauraciones parciales de inserción rígida (Carillas Estéticas). Revista de la Facultad de Odontología (UBA). 2005, Vol. 20, Nº 49
23. Domingo S.P, De Leon L. Nueva técnica simplificada de preparación dental para coronas completas en dientes anteriores.Rev.odontol.dominicov.11,P 39-50, Enero. - Diciembre, 2005).
24. <http://www.computerhistory.org/>
25. www.thesurfacegrinder.com
26. www.odontosalud.com
27. www.dgsdental.ca/Cerec.
28. <http://laboratoriodentalsed.blogspot.com/>
29. <http://www.3m.com/>
30. <http://cuadrantes.blogspot.com/>
31. <http://www.revistadearte.com/>
32. <http://laagujadorada.blogspot.com/>
33. http://www.maxilofacial.info/historia_estados_unidos.htm
34. <http://www.fauchard.org/history/articles/>
35. <http://marilia.olx.com.br/>
36. <http://attenborough.com/>

37. Solano Villamar P. Coronas In-Ceram: La Alternativa del 2006. Revista científica formula Odontológica. 2007, Vol. 5, No. 1
38. <http://spanish.alibaba.com/>
39. <http://www.datuopinion.com/>
40. <http://cinvicre.com/>
41. <http://fondosdibujosanimados.com/>
42. ahiprodec.blogspot.com/2009/11/indice-de-nece...
43. www.endodoncia.info/vitalidadpulpar.htm
44. es.dreamstime.com/fotos-de-archivo-radiograf-...
45. globedia.com/dientes-flojos
46. <http://www.odontofarma.com/>
47. www.ecuaodontologos.com/.../disenosonrisasb.html
48. adrianvillena.wordpress.com/
49. www.lookfordiagnosis.com/mesh_info.php?term=P...
50. www.dentistaschile.cl/.../endodoncia-en-chile/
51. www.endodoncia.org/aislamiento.htm
52. odontologia-py.blogspot.com/2009/03/hidroxido...
53. pontico.blogspot.com/
54. <http://pdfree.blogspot.com/>
55. <http://apuntesauxiliarenfermeria.blogspot.com/>
56. <http://www.digidentcr.com/administrador/>
57. <http://arteodontologico.com/ao/portal/>
58. odontologos.coomeva.com.co/publicaciones.php?...
59. www.migrosdental.com/protesisFijaInCeram.php
60. www.allceram.com/ceram.html
61. bjuarez.olx.com.mx/porcelana-excelsior-y-cera...
62. stores.ebay.com/.../ i.html? fsub=2301124016
63. www.treasuredental.com/products.htm
64. www.best-b2b.com/.../693/dental-supplies_2.html
65. www.attenborough.com/.../vita_in_ceram.asp
66. killiandental.com/photogallery3.htm
67. flickriver.com/photos/wlabdental/sets/
68. Video procera nobel, Fuente directa acervo videográfico Laboratorio Reytek
69. <http://www.nobelbiocare.com/en/splash/>