



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA LAVA® EN LA
ELABORACIÓN DE PRÓTESIS DENTALES ESTÉTICAS.**

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

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

P R E S E N T A:

LUIS EDUARDO SHIRASAGO DOMÍNGUEZ

TUTOR: Esp. EDUARDO GONZALO ANDREU ALMANZA



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



Durante 23 años de vida he recolectado experiencias, triunfos, derrotas y un cúmulo de conocimientos, tanto como 18 años de educación me han permitido llegar a estas instancias y un sinfín de personas que me han ayudado durante todo este tiempo, sería bastante congruente reconocer a cada una de esas personas pero sería una muy larga extensión de lo permitido para este trabajo. El no mencionar a cada una de esas personas no exenta que dentro de mi ser esté muy agradecido por cada uno de los momentos en los que me han ayudado a superarme.

Lo más importante a lo largo de 23 años que me ha dado salud y tiempo en esta vida es Dios, siempre y eternamente agradecido y este paso gran paso en la vida es una manera de dar las gracias por la oportunidad de estar aquí.

A mis padres que me han brindado el apoyo económico, social, emocional y todo lo demás posible porque desde el momento de mi nacimiento han estado presentes en todo momento.

A mi demás parte de la familia, tanto Shirasago como Domínguez que a pesar de no tener nexos tan fuertes, siempre he sabido de su apoyo y confianza en todo momento.

Mi familia no sanguínea pero familia a final de cuentas porque me han apoyado en momentos malos y buenos, desde alguna reunión hasta pláticas sinceras de momentos complejos en mi vida y que me han ayudado a formar un carácter y una personalidad, Luis Venegas, Miriam Nambo, Aldo Toriz, Alonso Avalos, Sergio Penagos, Angélica Luna por nombrar algunos y en especial a dos amigos, a mi amiga del alma Yeili Rodríguez por ser mi contraparte femenina y mi máximo estándar de dedicación, apoyo, amistad y una gran persona que me inspira a seguir adelante a pesar de cualquier momento.



Una parte de mi formación no académica pero si como persona me la brindaron mis compañeros de Escuadrón, son muchos por mencionar aquellos que me enseñaron valiosas experiencias sociales, vivenciales e inclusive intelectuales y a pesar del distanciamiento sé dar crédito a quien ayudo a mi formación, algunos de ellos: Eliud Ortiz, Carlos Arteaga, Ali Alquicira, Iván Ruíz, Omar Flores “Hotch”, entre otros.

Mi formación académica y parte de mi vida, desde mis profesores de primaria, secundaria, preparatoria pero en especial a mis profesores formadores como profesional de la salud, cada uno de ellos contribuyó a mis conocimientos básicos de cada área pero bien cimentados del área de la odontología, en especial a la Mtra. Norma Palacios por su apoyo brindado durante toda la carrera, al C.D. Juan Alberto Sámano Maldonado por imprimirme el amor a la odontología, al C.D. Roberto Lima por mostrarme el interés hacia la prótesis dental, a mi jefe de enseñanza, el C.D. Vicente Nava así como todos los académicos de la clínica periférica Padierna y de igual forma enfermeros, administrador, etc. A mi tutor, el C.D. Eduardo Andreu por su valioso apoyo y supervisión en la elaboración de este trabajo; así como mis compañeros de los grupos 1008, 2006-5006, 4010 (en especial a Norma Ángeles “Moma”), toda la Facultad de Odontología que me abrió sus puertas durante estos 5 años y medio y a este mi segundo hogar, gran casa de estudios y forjadora de profesionistas exitosos que es la Universidad Nacional Autónoma de México.



ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	6
OBJETIVO	8
CAPÍTULO I EVOLUCIÓN DEL SISTEMA CAD/CAM	
1.1 Desarrollo industrial	9
1.2 Introducción a la odontología	12
1.3 Surgimiento del sistema Lava®	15
CAPÍTULO II SISTEMA LAVA®	
2.1 Generalidades del sistema Lava®	17
2.1.1 Indicaciones	18
2.1.2 Tipo de preparaciones recomendadas.....	22
2.1.3 Resistencia a la fractura de las muestras	27
2.1.4 Resistencia a la fractura de PPF anteriores y posteriores.....	29
2.1.5 Interfaz zirconio/ cerámica de recubrimiento.....	31
2.1.6 Ajuste marginal y microfiltración.....	32
2.1.7 Aspectos de cementación de PPF.....	36
2.2 Sistema de Diseño Lava Scan ST®	38
2.2.1 Toma de impresiones y preparación para el laboratorio	43
2.3 Sistema de Fresado Lava CNC 500®.....	45



2.4 Horno Lava Furnace 200®.....	48
2.5 Cerámica de recubrimiento Lava Ceram®.....	52
CAPÍTULO III ESTRUCTURA DE ÓXIDO DE ZIRCONIO LAVA®	
3.1 Reseña evolutiva de los materiales cerámicos.....	56
3.2 Propiedades del óxido de zirconio Lava®.....	63
3.2.1 Óxido de zirconio Lava® para implantes.....	72
CAPÍTULO IV EJEMPLO DE UN CASO CLÍNICO	
4.1 Procedimiento clínico y de laboratorio.....	76
CONCLUSIONES.....	86
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	87



INTRODUCCIÓN

Dada la creciente y actual demanda de los pacientes por obtener restauraciones dentales cada vez más estéticas, resistentes y con un amplio rango de vida útil en boca muchos han sido los científicos, doctores, odontólogos, compañías, etc. que han buscado materiales que cumplan con estas funciones. El óxido de zirconio ha vislumbrado su auge en los últimos tiempos como material de restauración estética utilizado en prótesis parciales fijas no solo en una indicación para dientes anteriores si no ahora en una gama de aplicaciones que va desde poderse utilizar en dientes posteriores o como pilar para implantes con esa misma seguridad que se podría aplicar en dientes anteriores.

A la par del desarrollo de nuevos materiales dentales que cumplen con funciones que antes parecían imposibles con otros sistemas libres de metal y totalmente cerámicos, el desarrollo de la tecnología ha contribuido a que las nuevas prótesis dentales parciales fijas se elaboren de forma más simplificada, más autónoma y con mayores estándares de calidad. Los sistemas CAD/CAM de desarrollo no tan reciente y con un auge en la odontología de no muchos años ha contribuido a este proceso de mejoramiento de la calidad de las restauraciones dentales totalmente cerámicas.

El sistema Lava® de la compañía 3M ESPE es uno de los muchos sistemas que ofrecen restauraciones libres de metal utilizando sistemas CAD/CAM y estructuras de óxido de zirconio, cuenta con varios estudios referentes a resistencia, ajuste marginal y otras características propias del sistema que hacen posible su gama de indicaciones tan amplias; desafortunadamente sus estudios no cuentan con un margen de evaluación clínica tan amplio (en parte por su reciente surgimiento) pero cuenta con estudios *in vitro* que garantizan su aplicación clínica.



Es por eso que el propósito de este trabajo es recolectar la mayor cantidad de datos y estudios referente a este sistema para poder garantizar su fiabilidad como sistema de elaboración de restauraciones totalmente cerámicas. Más allá de fungir en este trabajo como un elemento “promocionador” del sistema Lava® este trabajo tiene como objetivo describir cada una de las partes que conforman al sistema con datos y trabajos clínicos que otorguen seguridad en su aplicación.



OBJETIVO

- Describir el sistema Lava® en la elaboración de prótesis dentales estéticas.



CAPÍTULO I EVOLUCIÓN DEL SISTEMA CAD/CAM

1.1 Desarrollo industrial

Ante una sociedad prácticamente industrializada, en la que la necesidad de los clientes por obtener productos o trabajos de calidad en un tiempo mínimo se hace presente, continúan surgiendo nuevos sistemas de procesamiento para obtener la máxima calidad con una manufacturación mucho más rápida y sin incrementar los costos.

Es ante esta necesidad donde surge un sistema que facilita el logro de estas perspectivas, el sistema CAD/CAM, cuyo significado tiene origen en dos acrónimos, el acrónimo CAD proveniente de “Computer Aided Desing” cuyo significado en español es Diseño Asistido por Computador y el acrónimo CAM: “Computer Aided Manufacturing”, Fabricación Asistida mediante Computador u Ordenador. Que pese a tener un surgimiento relativamente lejano, es en la década de los 80’s y principios de los 90’s donde se tienen grandes avances en estos sistemas.

En la historia de los sistemas CAD/CAM se pueden encontrar precursores de éstas técnicas en dibujos de las civilizaciones antiguas como Egipto, Grecia o Roma. Los trabajos de Leonardo Da Vinci muestran el empleo de técnicas CAD actuales, como el uso de perspectivas; sin embargo es hasta los años 50’s cuando el surgimiento de máquinas simples como calculadoras eléctricas de escritorio eran operadas para análisis de cualquier tipo y a la par del surgimiento de más ordenadores con técnicas ligadas a los sistemas CAD/CAM.^{1,2} Pero pese a estos pequeños esbozos de “ideas” o surgimiento de los sistemas CAD/CAM, su verdadero inicio como programas de computadora digital tuvo auge en el ejército. A mediados de la década de los 1950, la fuerza aérea de los Estados Unidos comenzó a probar un sistema de defensa aérea conocido como SAGE (Semi Automatic Ground Environment) que en español quiere decir Semi Medio ambiente de Tierra



Automático que servía para representar gráficamente los datos obtenidos de radar. Esta primera computadora con el programa de procesamiento SAGE fue concebida realmente en el MIT (Massachusetts Institute of Technology).³ En 1957, igualmente en el MIT, Douglas T. Rosse inició el sistema APT (Automatic Programmed Tooling), el cual provee la metodología para la programación de la geometría de la parte y parámetros de maquinado.² En la década de 1960 se presenta un periodo crucial y un gran avance para el desarrollo de gráficos por ordenador. Ivan Sutherland, del MIT, desarrolla el primer sistema CAD², llamado Sketchpad (figura 1) que es el primer programa de diseño para uso industrial.³ A raíz de este primer sistema varias empresas estaban dispuestas a abandonar el uso de papel y lápiz para el diseño de sus productos, entre las que tuvieron la primicia de utilizar sistemas CAD, fueron las automotrices, como General Motors, que utilizaban estos programas para el desarrollo de carrocerías de automóviles.³ En ésta década tiene inicio el acuñamiento del acrónimo CAD y el surgimiento comercial de pantallas de ordenador¹. A finales de ésta década comienza la verdadera integración entre los sistemas CAD y CAM.²



Figura 1. Ivan Sutherland con el Sketchpad

Para la década de los 70's se tiene gran interés y auge por parte de las empresas en cuanto a los sistemas CAD/CAM para utilizarlos como herramientas importantes de producción; en 1973 se comienzan a utilizar estos sistemas para el diseño de herramientas industriales.³ A mediados de esta década se pone a disposición el software de modelado de sólidos, y de



igual forma, aparecen los primeros prototipos de imágenes 3D. Es también utilizado para programas de la NASA y la fuerza aérea estadounidense. A finales de este periodo el MIT ofrece las primeras conferencias sobre los sistemas CAD/CAM y diseño de gráficos por computadora.²

Ya para la década de 1980, se generaliza el uso de las técnicas CAD/CAM gracias a los avances en Hardware y la aparición de aplicaciones en 3D capaces de manejar superficies complejas y modelado sólido.¹ En 1982 AutoDesk hizo historial al lanzar al comercio un sistema CAD/CAM que sirvió de plataforma de software para el diseño de automóviles.³ Es en esta década cuando aparecen multitud de aplicaciones en todos los campos de la industria que utilizan los sistemas CAD/CAM y se comienza a hablar así de una red virtual.¹

Desde la década de los 90 y hasta la actualidad los sistemas CAD/CAM han continuado un progreso constante, parte de este progreso consiste en perfeccionar las innovaciones pasadas para que sean más eficientes y menos costosas, recordemos que en sus inicios los sistemas CAD/CAM eran grandes computadoras que requerían de grandes espacios para su uso y costaban millones, actualmente se necesita únicamente un ordenador que cabe prácticamente en la comodidad de un escritorio y un software de diseño que ya no alcanza los millones de dólares. Se puede afirmar que los sistemas CAD/CAM son una tecnología de supervivencia para la industria pues aquellas empresas que son eficientes se pueden mantener en un mercado que es cada vez más competitivo.

Desafortunadamente a la par del surgimiento de nuevas y grandes tecnologías para ofrecer productos cada ves mejores, la cultura de la sociedad no evoluciona del todo, aún se continúa viendo la salud bucodental como un ente separado a la salud general de la persona por lo que no se le toma tanta importancia a la prevención de la salud bucodental y al tratamiento, los pacientes aún continúan viendo como un monto exagerado el gastar en algo que puede dar resultados excelentes como coronas de



zirconio elaboradas por sistemas CAD/CAM y continúan dando prevalencia a otros sistemas antaños que no prevén esa excelencia que se puede brindar.

1.2 Introducción a la odontología

Como se vio en el subtema anterior los sistemas CAD/CAM tienen sus orígenes firmes desde las décadas de 1960-1970, pero no fue si no hasta la década de 1970 que comienza a tenerse una idea de introducir los sistemas CAD/CAM a la odontología aunque verdaderamente fueron introducidos de forma eficaz en la década de los 90's.⁴

El rehabilitar un órgano dental dañado de forma severa incluye una variedad de métodos y materiales para su restauración, que pueden incluir desde restauraciones intrarradiculares con restauraciones extracoronales a únicamente restauraciones intra o extracoronales pero cada paso conlleva un trabajo primordialmente del odontólogo pero a la par y con la conjunción de un buen trabajo por parte del técnico dental. La elaboración de restauraciones extracoronales involucra un trabajo metódico y meticuloso e inclusive hasta artesanal por parte del técnico dental, cada paso puede llevar consigo errores mínimos pero que si se conjuntan pueden llevar, al final de la elaboración de un trabajo, la existencia de errores que van desde los mínimos y aceptables hasta los grandes que involucrarían una repetición del trabajo para el técnico dental, una pérdida de tiempo y confianza para el paciente y una pérdida económica y también psicológica por parte del odontólogo.

Éstas posibles fallas en la elaboración de restauraciones no es algo nuevo que se haya querido erradicar, el suplemento errores humanos por la perfección en un trabajo protocolizado y perfeccionado por parte de una máquina ha tenido surgimiento en la odontología ya desde los años 70, cuando el Dr. Francisco Duret, considerado hoy como el padre de la



tecnología CAD/CAM, comenzó con la investigación teórica y los estudios experimentales sobre este tema.^{5, 6, 8}

El Dr. Duret en 1971 comenzó a fabricar coronas de forma funcional utilizando una serie de sistemas que se inició con una impresión óptica del diente pilar en boca seguida de una corona óptima teniendo en cuenta los movimientos funcionales y el fresado de una corona con un control numérico de la máquina de fresado. Gracias a este sistema y posterior a él surgió el sistema Sopher®, el cual tendría un gran impacto en el desarrollo de sistemas CAD/CAM en todo el mundo.

A finales de la década de los 70, en 1989, surge un sistema revolucionario, con el cual se podían realizar y cementar el mismo día restauraciones cerámicas y que constaba de una pequeña unidad CAD/CAM móvil, el sistema CEREC® (CEramic REConstruction “reconstrucción cerámica”) (figura 2) a cargo del dentista suizo Werner H. Mormann y el ingeniero italiano Marco Brandestini.^{5, 9}



Figura 2 CEREC inLab®.

Ya para la década de los 80, el Dr. Andersson crea el sistema PROCERA® (figura 3) esto debido a que las aleaciones utilizadas, primordialmente a base de oro o de oro puro, habían sufrido aumentos exagerados en sus precios y se propuso un cambio hacia aleaciones de níquel-cromo pero surgieron reacciones alérgicas, principalmente en el norte de Europa. Esto llevó a la



investigación de una alternativa que no fuera tan cara como el oro ni provocara reacciones alérgicas como el níquel-cromo y esto fue el titanio. El Dr. Andersson intentó fabricar cofias de titanio a base de sistemas CAD/CAM y se puede considerar ésta como un procedimiento especializado de aplicación de sistemas CAD/CAM como parte de un sistema de procesamiento total.⁵



Figura 3 Sistema PROCERA®

Se puede decir que el primer prototipo de sistema CAD/CAM en odontología apareció en el año 1983 con la conferencia de “Garanciéres” en Francia.⁸ En la mitad de la década de 1980, varias universidades japonesas comienzan con la investigación y desarrollo de sistemas CAD/CAM, Fujita por ejemplo, trata de la transferencia de los procesos industriales al ramo de la industria dental.^{5,8} Gran parte de los avances en sistemas CAD/CAM en Japón se encuentran aún vigentes y al mercado de los odontólogos, el problema ha radicado en que gran parte de la población acude a centros de seguro dental y en estos lugares aún no se han querido implantar esos sistemas CAD/CAM de manera rutinaria pero se espera que en un futuro no muy lejano y gracias a la globalización estos procedimientos se conviertan en tratamientos de uso común.



A partir de los sistemas CEREC® y PROCERA® durante el periodo comprendido entre los años de 1990 a 2010 muchas compañías han creado sus propios sistemas CAD/CAM, como lo son:

- 1990, creación de Digident® (Alemania) y de GN-1® (Tokio)
- 1995, creación de Cerámica Cercon inteligentes® (Alemania)
- 2001, creación de Everest (Alemania) y de Lava® 3M ESPE (Alemania)
- 2005, creación de DentalDesigner 3Shape® (Copenhague, DK.) y de Zenón TecSystem® (Alemania).

Entre muchos otros sistemas que surgieron y continúan surgiendo mejorando, adaptando y añadiendo nuevos productos para ofrecer una mayor calidad, en menor tiempo y más práctico.

1.3 Surgimiento del sistema Lava®

En esta época en la que aún no se tiene una prevalencia mayor en la elaboración de prótesis mediante sistemas CAD/CAM sobre las prótesis elaboradas por métodos convencionales han surgido varios sistemas como se vio anteriormente. El sistema Lava® es un sistema de surgimiento relativamente reciente pues cuenta únicamente con una década de respaldo pero no por esto se minimiza su importancia dentro del ámbito de los sistemas de elaboración de prótesis estéticas con el uso de CAD/CAM.

Se estima que en 2007 se fabricaron más de 33 millones de coronas, 10 millones de prótesis fijas de 3 unidades o más y 3 millones de coronas veneer tan solo en los Estados Unidos. Las restauraciones de tipo Inlay representan una porción muy pequeña de todas las restauraciones fijas, se estima que solo un 3% en 1999. Si bien todas estas restauraciones fijas se pueden fabricar utilizando las tecnologías actuales de los sistemas CAD/CAM



como Lava®, aún siguen teniendo mayor prevalencia las técnicas tradicionales para la elaboración de éstas.⁷

Aunado al desarrollo de sistemas de precisión como Lava® y la cada vez mayor creciente demanda de estética surge la inquietud e iniciativa por parte de los pacientes por conocer métodos mayormente estéticos. Hoy en día el mantener una sonrisa agradable marca un parámetro de autoestima, elegancia y marca altas expectativas de autoimagen. Debido a esto los pacientes cada vez exigen estándares de calidad más altos a la odontología y al profesional de la salud bucodental, el paciente espera tener restauraciones estéticas, agradables y naturales que además sean biocompatibles y duraderas.^{11, 12}

Académicos, estudiantes, técnicos dentales, etc. no poseen información exclusiva sobre tratamientos dentales, ahora cualquier persona puede preverse del tratamiento que le realizarán leyendo un poco de información que puede recolectar fácilmente en internet (principalmente), aunque también se pueden informar por medio de revistas o programas de televisión, entre otros. Pese a que la estética ha estado implícita desde hace mucho tiempo, actualmente los pacientes solicitan tratamientos “sin metal”, esta afirmación por el tratamiento, una verdad un tanto sesgada pues antes de indicar como tratamiento restauraciones libres de metal, se deben de conocer otros aspectos del paciente que contribuyen a un diagnóstico y plan de tratamiento correctos, cosas para las cuales el paciente no está entrenado en reconocer.¹⁰ Como posteriormente se verá en este trabajo el sistema totalmente cerámico de Lava® está indicado para una gran variedad de situaciones, que van desde coronas unitarias hasta prótesis parciales fijas de 6 unidades o servir como pilares para implantes.¹¹



CAPÍTULO II SISTEMA LAVA®

2.1 Generalidades del sistema Lava®

El sistema Lava®, como se menciona con anterioridad, tiene su origen en el año 2001 por parte de la compañía 3M ESPE, es un sistema que conjunta las tecnologías CAD/CAM junto con materiales estéticos restauradores de gran resistencia y alta estética, el zirconio. Se utiliza tanto para la fabricación de restauraciones intracoronarias como extracoronarias en dientes anteriores y en dientes posteriores.

La estructura base consta de cerámica de óxido de zirconio tetragonal, policristalino parcialmente estabilizada con óxido de itrio. Las estructuras son fabricadas utilizando procedimientos CAD/CAM, gracias a esto se tiene un excelente ajuste y una gran resistencia para las restauraciones finales.¹⁴

Como resultado de la obligación de proporcionar restauraciones dentales a los pacientes con una excelente estética y biocompatibilidad con los tejidos bucales y también, debido a las limitaciones de la cerámica infiltrada y de la cerámica glaseada surge la búsqueda de formas para la fabricación de restauraciones libres de metal estables a largos plazos y que se pudiesen utilizar en dientes posteriores.⁶

Debido a sus características como material, las estructuras de cerámica policristalina son capaces de superar estas exigencias. Una de las indicaciones del sistema Lava® es que se puede utilizar como prótesis parcial fija en zonas posteriores. El óxido de zirconio (zirconio) con su excelente resistencia y biocompatibilidad se puede utilizar también como pilares para implantes, todos estos tipos de estructura son fabricados mediante procesos automatizados que proporcionan una calidad constante y de alto control.



La resistencia y la estética natural de las estructuras de zirconio significan que menos estructura dental será eliminada durante el procedimiento clínico, además que las técnicas de cementación tradicional utilizadas en procedimientos de prótesis de metal con porcelana, también pueden ser utilizadas en este sistema.⁶

A diferencia de las restauraciones elaboradas con bases metálicas o de resinas que presentan como inconvenientes, entre otras cosas, alta permeabilidad que deriva en decoloraciones y fugas (en el caso de las resinas) o el metal que presenta un coeficiente de expansión térmico distinto al material estético que puede derivar en alteraciones húmedo-calientes^{15, 16}, las restauraciones elaboradas con el sistema Lava® son altamente biocompatibles ya que presentan alta estabilidad bucal, un nivel de oxidación alto y una baja conductividad térmica, razón por lo cual no se esperan cambios dimensiones ante alteraciones de temperatura.^{6,15,16} De igual forma no presenta problemas de permeabilidad gracias al gran sellado que se obtiene por el sistema CAD/CAM y a su vez no presenta problemas de porosidad que deriven en cambios de coloración o acumulación de placa excesiva, la literatura menciona que “la acumulación de placa es comparable a la del diente natural”⁶.

2.1.1 Indicaciones

Gracias a las grandes ventajas que pueden ofrecer los sistemas CAD/CAM (como excelente ajuste marginal) y a la gran resistencia y estética ofrecida por el óxido de zirconio Lava®, la literatura reporta que el sistema Lava® está indicado para una gran cantidad de situaciones, tales como: ^{6, 11, 16, 17}

- Piezas individuales (figura 4).
- Coronas ferulizadas (hasta 4 coronas ferulizadas) (figura 5).



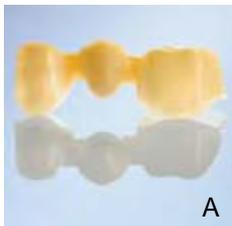
- Prótesis parciales fijas de 3, 4, 5 y hasta 6 unidades (prótesis fijas de 5 o más unidades con una longitud de hasta 48mm, con un máximo de dos pónicos uno junto al otro en la zona posterior y un máximo de 4 pónicos uno junto al otro en la zona anterior) (figura 6).
- Prótesis fijas con retenedores tipo Inlay y Onlay (figura 7).
- Prótesis Maryland. (en este caso y el anterior, las pruebas han demostrado que el óxido de zirconio Lava® muestra una suficiente resistencia para esta indicación, sin embargo estos tipos de indicaciones pueden tener un pronóstico mayor de fracaso debido a la presencia de caries secundaria o por la técnica de cementación independientemente del fabricante) (figura 8).
- Prótesis con una brecha curva y larga.
- Pilares para implantes (figura 9).



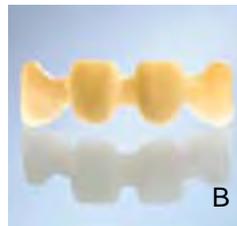
Figura 4 piezas individuales.



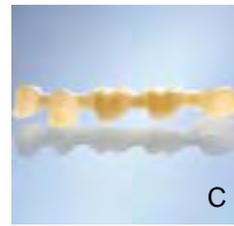
Figura 5 coronas ferulizadas.



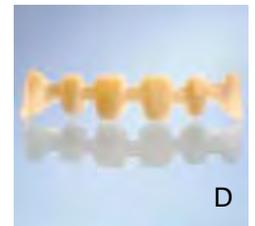
A



B



C



D

Figura 6a prótesis fija de 3 unidades. Figura 6b prótesis fija de 4 unidades. Figura 6c prótesis fija de 5 unidades. Figura 6d prótesis fija de 6 unidades.



Figura 7 prótesis fijas con retenedores tipo Inlay y Onlay.



Figura 8 prótesis Maryland.



Figura 9 pilares para implantes.



En contraste con el sistema Lava®, en la actualidad existen otras compañías que ofrecen prótesis dentales estéticas en el mercado tales como Empress® o In-Ceram® que ofrecen la posibilidad únicamente de realizar prótesis fijas de brecha larga en dientes anteriores, coronas unitarias en posteriores o brechas posteriores tan largas como hasta el primer premolar debido a la fragilidad del material cerámico.⁶

Algunos textos mencionan que no se disponen de estudios longitudinales que abarquen más allá de los 5 años de estudio *in vivo* e *in vitro* para que este tipo de restauraciones puedan utilizarse de manera rutinaria pero los estudios a corto plazo demuestran una clara aceptación a todas las indicaciones propuestas por el fabricante.¹⁸

Como en el caso de cualquier indicación para prótesis fija y tal y como una prótesis fija convencional se deben de tener ciertos parámetros para poder realizar el tratamiento y que el pronóstico del tratamiento sea el mejor, es por eso que se explicarán a continuación una serie de consideraciones para el buen pronóstico en determinadas indicaciones.

Requerimientos clínicos para puentes de tipo Inlay y adhesivos tipo “Maryland”

En este tipo de preparaciones se tiene la primordial ventaja de ser mínimamente invasivas en cuanto a la estructura dental, la literatura refiere que en contraste con las preparaciones tradicionales en las que se pierde del 63 al 72% de estructura dental, en este tipo de preparaciones se pierde del 3 al 30% de estructura dental, esto hace una indicación efectiva para pacientes jóvenes o con dentición aparentemente sana. En las preparaciones para prótesis fija de tipo Maryland se tiene la ventaja de tener una menor sensibilidad postoperatoria debido a un menor desgaste de la estructura dental primaria, el esmalte; pese a esto, este tipo de restauraciones se asocian a un pronóstico no tan bueno como en el caso de prótesis fijas



tradicionales, la duración de este tipo de prótesis menciona la literatura que es en un 70 a 80% de 4 a 6 años, obviamente más baja que la probabilidad de duración de una prótesis fija convencional. Como se mencionó anteriormente, el mayor suceso en este tipo de restauraciones es la caries secundaria o la pérdida de adhesión. Por lo tanto este tipo de indicaciones debe ser cuidadosamente valorada por el odontólogo para cada tipo de paciente, es por esta razón que se debe de tener cierta diligencia en la selección de pacientes, como lo es el:

- Tener dientes pilares vitales.
- Buena higiene oral.
- Caries moderada donde se realizarán las preparaciones.
- Que el paciente posea una oclusión definitiva, es decir, realizar estos tratamientos después de, por ejemplo un tratamiento ortodóncico.
- No poseer parafunciones como el bruxismo.
- No tener problemas periodontales en los dientes pilares como hipermovilidad.
- En la medida de lo posible, que el paciente no posea una carga oclusal fuerte donde se prevén las restauraciones.^{6, 11, 17}

Al hablar de restauraciones dentales estéticas no se puede evitar mencionar una de las indicaciones más altamente estéticas y conservadoras en cuanto a la estructura dental, y esta es la indicación de las restauraciones Lava® como pilares para implantes. El campo de la implantología, algo abandonado en nuestro país y con aún no tanto apogeo, ha sufrido grandes mejoras en otros países; las mejoras en las tecnologías digitales ha permitido tanto a los odontólogos como a los laboratorios protésicos crear pilares totalmente cerámicos para los implantes con un diseño personalizado. El sistema digital Lava® permite a los laboratorios ofrecer pilares para implantes totalmente estéticos y con el mismo excelente ajuste marginal, resistencia óptima y la translucidez propia del óxido de zirconio Lava® que para las prótesis fijas



convencionales con este sistema. Las propiedades de ajuste y escaneo por parte del sistema Lava® Scan ST para los pilares para implantes serán explicadas un poco más adelante en el apartado correspondiente.¹⁹

2.1.2 Tipos de preparaciones recomendadas

Como se mencionó anteriormente, una de las grandes ventajas que ofrecen los sistemas CAD/CAM es su excelente ajuste marginal que brindan pero el odontólogo debe proporcionar la fase clínica correcta para tener una fase de laboratorio adecuada.

De igual forma, otra de las ventajas que se menciona, es el poco desgaste que se hace al diente pilar y esto es porque a comparación de las preparaciones ejecutadas en prótesis fijas convencionales, el sistema Lava® acepta preparaciones que no requieren de un tallado agresivo como lo es la preparación en hombro para poder abarcar el grosor del metal y de la cerámica; los márgenes de las preparaciones pueden ser finamente afilados y los márgenes de las paredes pueden ser tallados, de igual manera, finamente. En contraparte a las prótesis fijas metal-cerámica, para este sistema y por la utilización de un material estético como el óxido de zirconio no se prevé que se tenga que dejar un espacio durante el tallado para la colocación posterior de un opacador. Se debe de recordar que la cofia de óxido de zirconio es de tan solo 0.5mm.¹⁶

Dadas estas razones, las medidas y preparaciones necesarias y óptimas para la preparación de coronas con óxido de zirconio Lava® son las siguientes. Se recomienda que la preparación ideal sea un hombro o chaflán (figura 10) para la correcta detección de márgenes y mayor resistencia a la fractura, la preparación en chaflán con un ángulo horizontal de no menos de 5° y un ángulo vertical de no menos de 4°. En los ángulos internos de la



preparación de hombro se debe dar un contorno redondeado, todos los bordes incisales y oclusales, como en cualquier preparación, deben ser redondeados. El borde marginal de la preparación debe ser claramente visible y continuo, los biseles deben de ser evitados en lo posible. Las preparaciones supra gingivales son aceptables tanto en la región anterior como en la posterior debido a la estructura del color del diente y para lograr resultados mayormente estéticos. La reducción de las paredes axiales será de aproximadamente 1-1.5mm, de la parte oclusal será de 2-1.5mm y la reducción del hombro de 1mm (figura 11).^{6, 11, 16, 17,18.}

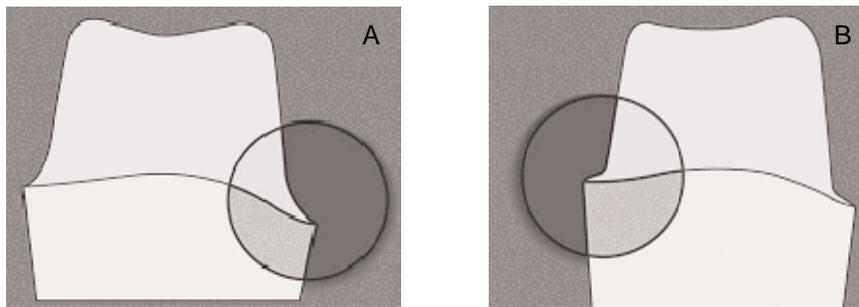


Figura 10a preparación en chaffán. Figura 10b preparación en hombro.

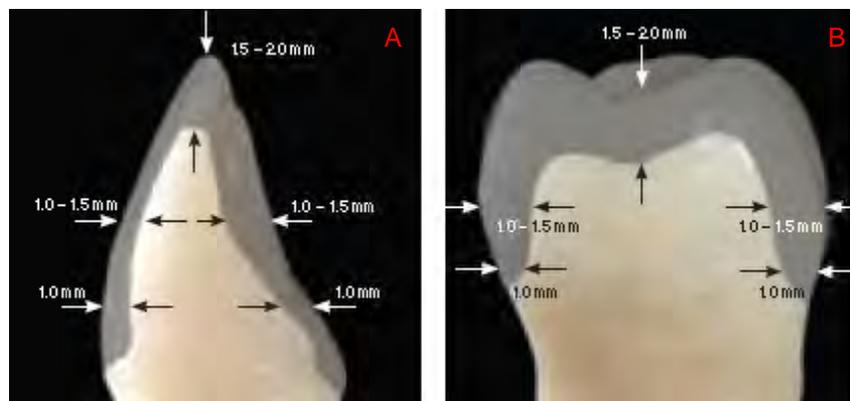


Figura 11a tipo de preparaciones y desgaste para colocación de restauraciones en dientes anteriores. Figura 11b en dientes posteriores.



Como consideraciones especiales tenemos que las preparaciones que se consideran incorrectas son las siguientes:

- Preparaciones con socavados y retenciones que no permiten la correcta fabricación de la cofia de óxido de zirconio ya que el escáner malinterpreta esta información derivada de la mala preparación.
- El hombro recto (90°) no permite el ajuste perfecto de la estructura de zirconio.
- No se recomienda la terminación en filo de cuchillo, así mismo, los bordes incisales y oclusales no deben ser afilados, el radio de redondeo debe de ser mayor a 4mm.
- Prótesis fijas con dientes inclinados no son factibles debido a la vía de inserción restringida y mala distribución de las cargas oclusales por parte de los dientes pilares (figura 12).^{11, 16, 17, 18}

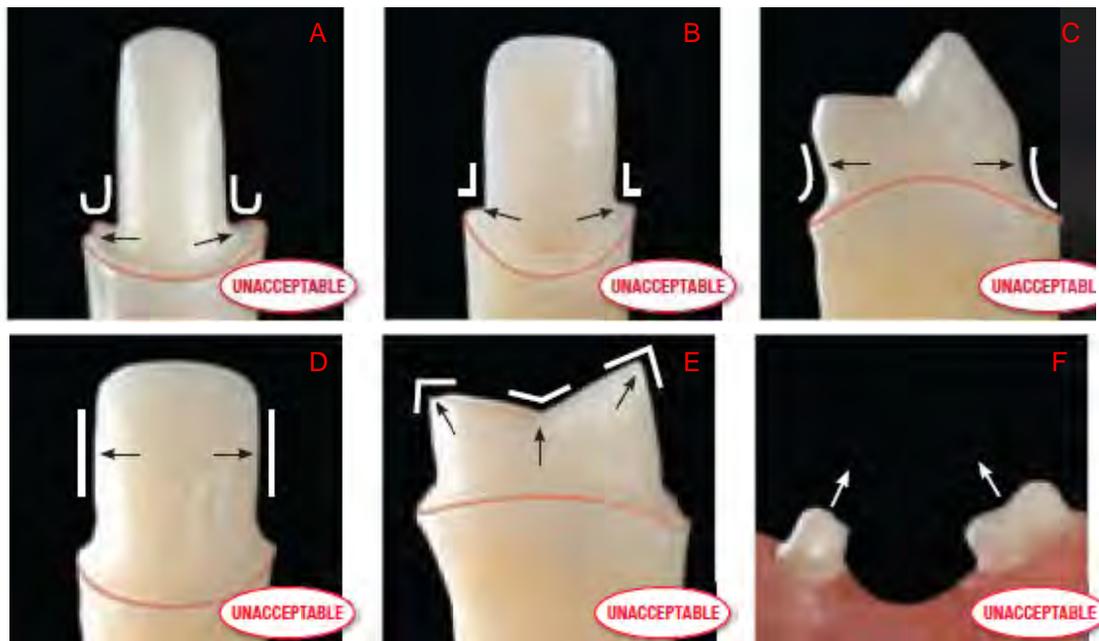


Figura 12a tipo de preparaciones incorrectas con paredes paralelas. Figura 12b preparación incorrecta con hombro en 90°. Figura 12c preparación incorrecta con socavados. Figura 12d preparación incorrecta con paredes paralelas. Figura 12e preparación incorrecta con bordes oclusales afilados. Figura 12f imposibilidad de colocar una PPF en dientes inclinados.



Como se mencionó anteriormente, el sistema Lava® está indicado para una amplia gama de indicaciones pero en cuanto a cierto tipo de indicaciones se debe de tener aún mayor precaución, es por esto que a continuación se darán los detalles las indicaciones de prótesis fijas con retenedores tipo Inlay y prótesis tipo Maryland.

Las prótesis tipo Maryland a pesar de su pronóstico, ciertamente incierto y no tener una duración tan larga como en el caso de las prótesis convencionales, para que su duración sea la mayor posible, se debe de tener en cuenta que la preparación es un factor fundamental. Los dientes que serán restaurados con el sistema Lava®, debe de tener en general las mismas precauciones mencionadas anteriormente, como lo son, los bordes redondeados con un radio mínimo de 0.4mm, todos los ángulos deben ser mayores o iguales a 2° y los márgenes claros para la correcta identificación por parte del escáner. La preparación en cuanto a profundidad debe ser no máxima a 0.7mm y no mínima de 0.6mm para asegurar una resistencia adecuada y una buena estética. La preparación debe ser realizada únicamente sobre el esmalte dental y no sobre la dentina, la profundidad del esmalte de un diente puede variar desde 0.4mm y hasta 1mm de profundidad. Como se mencionó anteriormente, el marco de zirconio debe tener un mínimo de 0.5mm para considerar una resistencia adecuada.

La capa de recubrimiento o Veneer, debe de ser de mínimo 0.1mm, esto gracias a que la capa de glaseado ayuda a evitar el desgaste por abrasión del diente antagonista, en el caso de que la restauración no pueda ser glaseada, se recomienda que el diente no se encuentre en oclusión para no provocar el desgaste por abrasión. Si la profundidad de la preparación no puede ser otorgada con los mínimos establecidos (0.5mm del óxido de zirconio + 0.1mm de la capa de recubrimiento) debido a la insuficiencia del grosor del esmalte es obligación del odontólogo volver a evaluar esta indicación y corroborar que realmente sea la correcta.



En el caso de utilizar elementos auxiliares de retención como lo son los surcos, pozos y cajas, estos elementos retentivos deben de poseer las mismas características, es decir, un radio mayor o igual a 0.4mm de profundidad (figura 13). La única contraindicación para este tipo de elementos auxiliares es que el escáner no puede detectar más que un margen de preparación por lo que preparaciones de forma escalonada sin una preparación en el centro no podrán ser detectadas (figura 14).¹⁷



Figura 13a la preparación debe contener ángulos redondeados con un radio mayor o igual a 0.4mm sin bordes afilados, con márgenes claros y un ángulo horizontal mayor a o igual a 2°. Figura 13b ejemplo de elementos retentivos con ángulos redondeados y radio mayor o igual a 0.4mm. Figura 13c imagen ejemplo de otro elemento retentivo, un pozo redondeado sin bordes afilados y con un radio mayor o igual a 0.4mm.



Figura 14 tipo de elementos auxiliares no aceptables.

La preparación para las prótesis fijas con retenedores de tipo Inlay, es básicamente la general explicada anteriormente, es decir, bordes



redondeados (sin bordes afilados y con un radio mínimo mayor o igual a 0.4mm), los márgenes deben estar claramente marcados y la longitud máxima de la pieza a restaurar debe de ser de 10mm. La profundidad de la preparación debe de ser de 2 a 4mm, es importante contar con un espacio suficiente para el conector que será de 9mm^2 . La preparación debe de tener una angulación mayor o igual a 2 o 3° sin ningún tipo de fricción (figura 15). El espesor del marco de zirconio será igualmente mayor o igual a 0.5mm y la capa de recubrimiento debe estar presente en una medida no menor a 0.1mm para evitar el desgaste por abrasión de la pieza antagonista.

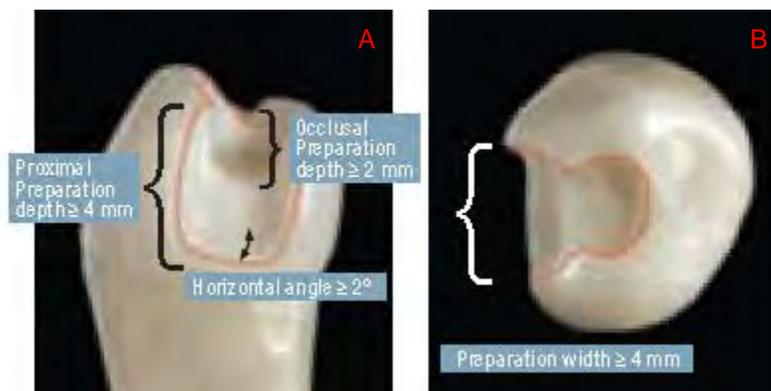


Figura 15a vista proximal de las preparaciones tipo Inlay. Figura 15b vista oclusal.

2.1.3 Resistencia a la fractura de las muestras

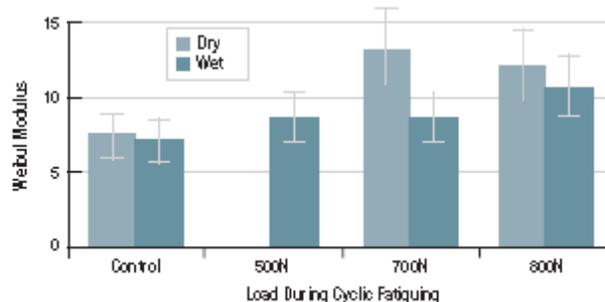
Se ha mencionado el alto grado de resistencia de la zirconio pero ¿cuán alta es su resistencia a la fractura?, la literatura reporta que el óxido de zirconio parcialmente estabilizado con Itrio (Y-TZP) fue sometido a un estudio el cual contaba con 16 grupos de 30 discos cerámicos de 13mm de diámetro y 1.55mm de espesor, éstos fueron sometidos a distintos grados de fatiga; 6 grupos fueron sometidos a fatiga con 2000 ciclos de masticación de 500, 700 y 800N secos o inmersos en agua a $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Otros dos grupos fueron sometidos a 80N durante 10 000 y 100 000 ciclos. La media de los puntos de fractura, la desviación estándar y lo asociado al módulo de Weibul (m) fueron



determinados y la dureza de las superficies fue evaluado mediante la escala de Vickers. Para poder revisar los resultados de este estudio es conveniente recordar que, el módulo de Weibul proporciona un tratamiento estadístico para diseñar piezas de materiales cerámicos, es decir, describe la fracción de las muestras que fallan a distintos grados de esfuerzos aplicados; se dice que de manera general cuando el esfuerzo aplicado es alto, existe una alta probabilidad de que la muestra falle y conforme se reduce el esfuerzo por ende también se reduce la probabilidad de que las muestras fallen, de manera simplificada el módulo de Weibul define que tan dispersa es la distribución de las fuerzas. Por otra parte la escala de Vickers mide la fuerza y dureza de metales, aleaciones y más materiales por medio de una pirámide de diamante.²⁰

La evaluación indicó que la fatiga efectuada sobre las muestras no influyó significativamente en la resistencia a la flexión de las piezas de cerámica. La fiabilidad se incrementó posterior a los regímenes de fatiga como resultado de la formación de una capa de esfuerzos de compresión para contrarrestar el fracaso a la tracción antes de la falla y esto fue confirmado por los resultados de dureza otorgados por el módulo de Vickers.

La presencia de humedad no fue identificada como un factor negativo sobre las muestras de cerámica examinadas. La gráfica 1 mostrada a continuación refleja la fiabilidad del zirconio Lava® con fatiga cíclica y como se mencionó anteriormente el módulo de Weibull es una indicación de fiabilidad de un material cerámico.^{6, 21}

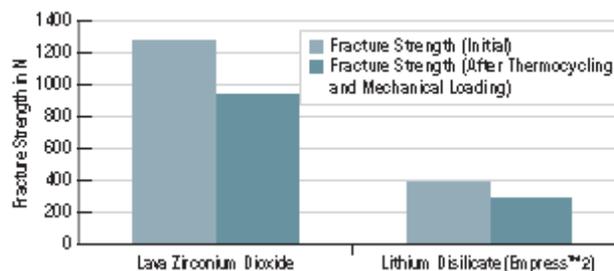


Gráfica 1 valores obtenidos durante la carga de fatiga cíclica.



2.1.4 Resistencia a la fractura de PPF anteriores y posteriores

En el sistema Lava®, como se explicó existen una gran variedad de indicaciones para uso, a diferencia de otros sistemas totalmente cerámicos, este sistema se puede utilizar tanto en aplicaciones posteriores como anteriores pero ¿qué tanta es la resistencia a la fractura en prótesis parciales fijas (PPF) posteriores y anteriores?; uno de los estudios hace referencia a la resistencia a la fractura de PPF de 4 unidades totalmente cerámicas elaboradas con el sistema Lava®, el objetivo de este estudio *in vitro* fue comparar la resistencia a la fractura de PPF elaboradas a base de óxido de zirconio con las elaboradas con disilicato de litio. Ambos fueron evaluados con y sin carga cíclica termomecánica obteniéndose valores de 1265N y 927N respectivamente mostrando una resistencia a la fractura mayor las PPF elaboradas con disilicato de litio que obtuvo valores de 388N y 290N respectivamente, sobre esta base de valores de resistencia a la fractura es posible ampliar el espectro de indicación del óxido de zirconio para 4 unidades o más de PPF en dientes posteriores pues su resistencia a la fractura es tres veces mayor (gráfica 2).²¹

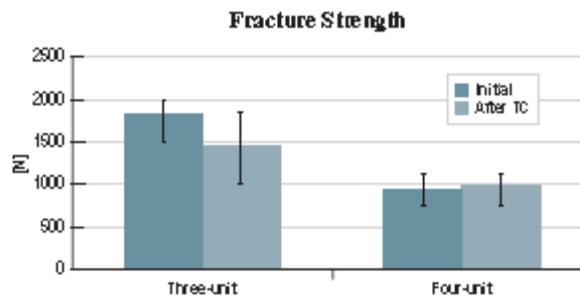


Gráfica 2 resistencia a la fractura de una PPF de 4 unidades con dos pñticos (valores inicial y después de carga mecánica y termociclado).

Por otra parte una investigación *in vitro*, sobre la resistencia de las PPF posteriores totalmente cerámica elaboradas a base de óxido de zirconio, determinó la resistencia a la fractura de PPF de 3 y 4 unidades sometidas a



un envejecimiento artificial. Los resultados obtenidos mostraron una resistencia a la fractura significativamente menor de las PPF de 4 unidades respecto de las PPF de 3 unidades, esto justifica el uso de PPF de 3 unidades en la región posterior aunque la literatura recomienda realizar más estudios en cuanto a prótesis de 4 unidades para ofrecer una recomendación amplia en su uso, aunque los niveles de resistencia a la fractura en ambas situaciones es lo suficiente para poderse indicar para regiones posteriores incluso después del termociclado (gráfica 3).



Gráfica 3 resistencia a la fractura en PPF de 3 y 4 unidades con valores iniciales y después de ciclos de termociclado.

El uso justificado del sistema Lava® en piezas posteriores y brechas desdentadas posteriores viene acompañado a la par de un uso justificado en dientes anteriores, el éxito clínico de las restauraciones de cerámica dependen de la resistencia a la fatiga de las cerámicas utilizadas. Un estudio compara la resistencia a la fractura estática y fatiga de las PPF anteriores de 3 unidades; los resultados recomiendan el sistema Lava® para PPF anteriores de 3 unidades pues demostraron alta resistencia a la fatiga teniendo en cuenta las fuerzas máximas de masticación.²¹



2.1.5 Interfaz zirconio/cerámica de recubrimiento

Algunos corrientes mencionan que no existe una adecuada unión entre el óxido de zirconio y la cerámica de recubrimiento, un estudio detalla las características de unión entre la cofia de zirconio y la cerámica de recubrimiento Lava® Ceram ya que con la introducción del zirconio como elemento de marco, nuevas cerámicas de recubrimiento fueron creadas específicamente para estas situaciones no solo con la estética acorde sino también con características mecánicas y un coeficiente de expansión térmica acorde. El método de este estudio consistió en cofias de zirconio recubiertas con la cerámica de recubrimiento Lava® Ceram y calentadas a diferentes temperaturas y enfriadas en agua a 23°C, la temperatura en la que se forman grietas por primera vez en las porcelanas superpuestas fue determinado (el experimento de choque térmico) como un indicador de las tensiones residuales provocadas por la no coincidencia en el coeficiente de expansión térmica lineal. Los resultados obtenidos por la prueba de choque térmico indicaron una muy baja presencia de tensiones residuales por lo que se muestra una unión muy buena y fiable entre la estructura de óxido de zirconio y la porcelana de recubrimiento Lava® Ceram.²¹

Un estudio más respecto de la interfaz de la cerámica de recubrimiento Lava® y la cofia de zirconio nos explica que por razones estéticas los marcos de zirconio deben ser recubiertos con una cerámica estética, en los resultados de este estudio se detalla que la fuerza a la fractura aumenta en un 30% dando un diseño anatómico a la cofia de zirconio, este diseño anatómico se puede lograr por el propio sistema CAD/CAM (mediante la característica de la espátula de cera incluida en el sistema Lava® Scan ST) y a la par con el diseño anatómico de la preparación en el diente por lo cual se concluye que es conveniente realizar un diseño anatómico cuando se fabriquen cofias de zirconio para la mejora a la resistencia de la restauración total incluyendo la capa de cerámica de recubrimiento.²¹



2.1.6 Ajuste marginal y microfiltración

El ajuste marginal es una de las características más importantes que pueden influir en el rendimiento clínico de las restauraciones, pese a esta importancia los márgenes de tolerancia máxima necesarios para evitar la producción de algún daño pulpar y/o la formación de caries secundaria debido a la penetración de bacterias y toxinas sigue siendo un tema que aún es debatido por los investigadores. Aunque no se tienen cifras exactas sobre este tema, el odontólogo y el técnico dental deben de controlar de forma precisa y optimizar el ajuste de la restauración. En el caso del sistema Lava® que utiliza la tecnología CAD/CAM se puede establecer un ajuste en cada diente pilar mediante el sistema de escaneo y con ello individualizar el espacio marginal para cada situación clínica en particular. La precisión y capacidad de todas las tecnologías CAD/CAM de llevar a la práctica un ajuste marginal óptimo depende de la precisión de todo el sistema, desde el sistema de escaneo, la unidad de fresado y hasta el material con el que se realiza el fresado; la precisión de todo el sistema CAD/CAM es responsabilidad directa del fabricante.

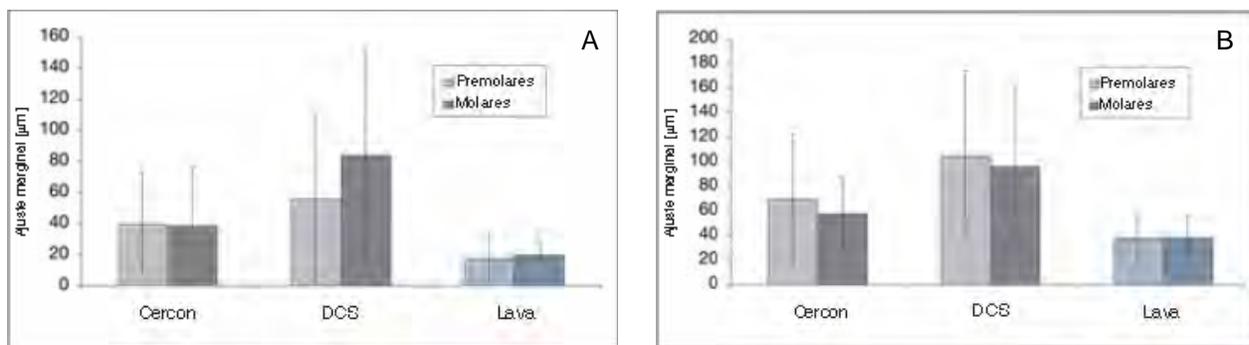
La literatura reporta el uso de diferentes métodos para determinar el ajuste marginal de una restauración lo que complica la posibilidad de comparar estos estudios. Uno de los primeros en establecer una terminología uniforme fueron Holmes et. al. en 1989 al incluir conceptos como espacio marginal, espacio marginal absoluto, espacio marginal vertical y espacio marginal horizontal así como también la sobre e infraextensión (figura 16).

Muchos autores han estudiado el ajuste marginal y el espacio existente entre coronas y puentes elaborados mediante el sistema Lava® en comparación con otros sistemas que utilizan óxido de zirconio y sistemas CAD/CAM; algunos como el Dr. A. Piwowarczyk y el profr. Lauer de la Universidad de Frankfurt presentaron un análisis minucioso del espacio marginal y el espacio

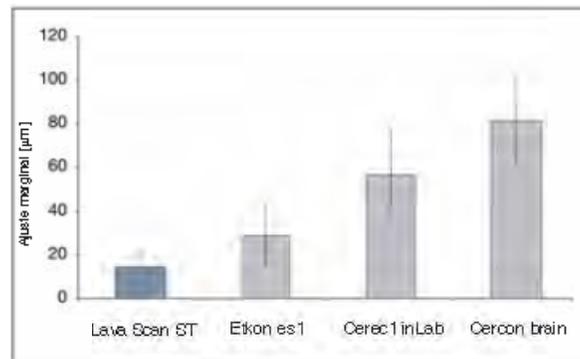
marginal absoluto presente en prótesis fijas de 4 unidades confeccionadas con el sistema Lava® en comparación con prótesis fijas elaboradas con el sistema Ceron® y DCS President®. Las prótesis elaboradas con el sistema Lava® presentaron el menor espacio marginal y el menor espacio marginal absoluto (gráfica 4). En otro estudio realizado por el Dr. F. Beuer et al. entre los años de 2005 y 2006, se analizan prótesis fijas de óxido de zirconio de 3 unidades fabricados con el sistema Lava® y lo compararon con Etkon® (es1), Cercon Brain® y Cerec inLab® registrándose el espacio marginal de menores dimensiones en las prótesis fijas fabricadas con el sistema Lava® (gráfica 5).^{23, 27}



Figura 16 terminología para la determinación del ajuste marginal de una restauración según Holmes et al.



Gráfica 4a espacio marginal presente en PPF de 4 unidades en comparación con otros sistemas. Gráfica 4b espacio marginal absoluto en las mismas condiciones antes mencionadas.



Gráfica 5 espacio marginal presente en PPF de 3 unidades elaboradas con óxido de zirconio en comparación con otros sistemas.

Al aumentar el número de dientes pilares a la restauración el ajuste marginal se vuelve más complicado, de igual forma se realizaron estudios para determinar el ajuste marginal en restauraciones elaboradas con óxido de zirconio y con 3 o 4 dientes pilares; el estudio arrojó valores inferiores a 50 micras en la apertura marginal, con lo cual se obtiene un ajuste marginal considerado como muy bueno.²¹

Un estudio más aporta las diferencias que existen en el ajuste marginal entre restauraciones elaboradas mediante el método tradicional con CAD/CAM y el tiempo de fresado, un método más rápido para la fabricación de restauraciones aporta un factor clave para el desempeño económico a pesar de que la calidad final de la restauración no debe ser tan influenciado por el tiempo de fresado el objetivo del estudio fue determinar si el ajuste marginal, otorgado por el sistema CAD/CAM en prótesis fijas fabricadas con zirconio, se deteriora si el tiempo de fresado se reduce (la reducción en tiempos se logró mediante la optimización de las estrategias de fresado y los parámetros de procesamiento). Cinco muestras (dos anteriores y tres posteriores en prótesis fijas de 3 unidades) se fresaron bajo el proceso normal (75mins.) y el proceso de optimización (56 mins.). Los resultados reportaron que no hay diferencia entre la norma y el proceso de fresado optimizado en cuanto al



ajuste marginal pese a esto el sistema Lava® hace posible reducir los tiempos de fresado en prótesis fijas de 3 unidades en un 25% a la par de garantizar la misma calidad.²¹

El ajuste marginal que puede proporcionar una restauración metal-porcelana comparado con el ajuste marginal que pueden otorgar las restauraciones totalmente cerámicas del sistema Lava® de igual forma fueron evaluados, el objetivo del trabajo fue verificar si se puede lograr la misma precisión de ajuste mediante el zirconio presinterizado y el metal (bronce, titanio); los resultados obtenidos del estudio demostraron que no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los materiales investigados, se puede obtener la misma precisión y excelente ajuste marginal que se tiene con los metales, por ejemplo el titanio.²¹

La última prueba referente al ajuste marginal que se puede lograr en las restauraciones elaboradas con el sistema Lava® y con distintos tipos de cementos (RelyX Unicem®, Panavia F/Ed Primer and Compolute® /EBS Multi®) en pruebas *in vitro*, demostró los mismos excelentes resultados posteriores a las pruebas de esfuerzo por lo que el cemento no demuestra ser un determinante en el ajuste marginal final de las restauraciones elaboradas con óxido de zirconio Lava®.²¹

La variedad de estudios realizados al sistema Lava® CAD/CAM con el óxido de zirconio Lava® puede dar una confiabilidad en el ajuste marginal de las restauraciones tanto coronas individuales como prótesis fijas de 3 unidades o más, independientemente del sistema de medición utilizado; esto a su vez muestra la gran precisión de los dispositivos de escaneo y fresado así como también la homogeneidad del óxido de zirconio utilizado.^{6, 23, 27.}



2.1.7 Aspectos de cementación de PPF

Debido a la fuerza de las cofias de óxido de zirconio Lava® la adhesión no es tan necesaria. Las restauraciones se pueden colocar en boca de una manera convencional mediante el uso de cementos de ionómero de vidrio, cementos adhesivos o cementos autoadhesivos. Antes de cementar la restauración se debe de limpiar y emplear un arenado con partículas de óxido de aluminio menores a 50 micras en las superficies interiores de la corona.

En la cementación convencional se puede utilizar un cemento de ionómero de vidrio o de resina modificada de ionómero de vidrio, por ejemplo Ketac Cem® o RelyX Plus®. La utilización de cementos a base de fosfato de zinc no proporcionan los resultados deseados de estética por lo tanto no deberán utilizados.

En el caso de realizar una cementación con RelyX Unicem®, un cemento autoadhesivo de resina universal, se debe de limpiar el fondo de la restauración mediante un arenado con partículas de óxido de aluminio ≤ 50 micras en las superficies internas de ella. Para la mayoría de los casos no es necesario tratar previamente las restauraciones con Rocatec® o silanizarlo si se utiliza el cemento RelyX Unicem®, sin embargo, si se requiere de una mayor adherencia, las superficies internas de la restauración de óxido de zirconio deben ser silicatizada y posteriormente silanizada.

Por último en la cementación adhesiva de PPF elaboradas con óxido de zirconio Lava® con cementos de resina las superficies internas de la restauración deben ser tratados durante 15 segundos con Rocatec Soft® o con el sistema CoJet® para el arenado y posteriormente silanizado con Sil de ESPE ya que el óxido de zirconio no puede ser grabado o silanizado con un simple agente silano de método tradicional. La restauración debe ser colocada en boca con un cemento de resina (RelyX ARC®) tan pronto como sea posible después de la silanización.^{17, 18, 22.}



Para los casos especiales en que se puedan colocar prótesis tipo Maryland y Prótesis fijas con retenedores tipo Inlay se emplea una metodología parecida pues deben ser cementados adhesivamente. Solo se permite la cementación con un cemento claramente indicado para este tipo de indicaciones del óxido de zirconio, las recomendaciones del fabricante se deben de seguir para asegurar una unión óptima. El zirconio, como en los casos anteriores, debe ser tratado antes de la cementación con un arenado con partículas menores o igual a 50 micras de tamaño de grano con el fin de aumentar la rugosidad de la superficie. En las prótesis tipo Maryland la unión se da gracias a la superficie del esmalte por lo tanto debe de haber suficiente superficie de esmalte para una correcta adhesión; algunos libros de texto recomiendan tener una superficie de 1.5 a 2 veces más grande para la unión en comparación con la superficie palatina o lingual del pónico. Por lo tanto, los dientes pilares deben caracterizarse por una abrasión baja del esmalte.

El campo de trabajo debe estar libre de contaminación por lo que la cementación adhesiva requiere de un aislamiento absoluto con dique de goma ya que se debe recordar que la desunión de este tipo de PPF se debe principalmente a la aparición de caries secundaria debido a fallas en este aspecto. El desalojamiento de uno de los retenedores puede pasar desapercibido provocando la acumulación de placa dentobacteriana y por lo tanto caries a mediano o largo plazo así como una posible gingivitis posterior. En el apartado del diseño de las preparaciones de este tipo de PPF se puede observar el tipo de retenedores secundarios que se pueden utilizar para brindar una mayor adhesión.¹⁷



2.2 Sistema de Diseño Lava® Scan ST

El escáner Lava® (figura 17)¹¹ en sus inicios fue desarrollado para ser de ayuda en el diseño digital para los centros de fresado para ahora con el desarrollo de los escáneres de segunda generación no solo actúa como elemento de asistencia para los centros de fresado sino que es una parte indispensable para completar la producción de las restauraciones de zirconio e inclusive de metales. El sistema de diseño Lava®, un escáner preciso y de alta calidad, permite tomar varias opciones para elaborar restauraciones dentales.



Figura 17 Sistema de Diseño Lava® Scan ST.

Este sistema de diseño puede guiar paso a paso al técnico que elabore las restauraciones, el diseño fue supervisado por protesistas y por técnicos dentales en lugar de arquitectos de software para facilitar la transición de la mesa de trabajo al ordenador.⁶

Antes del procedimiento de escaneado el sistema crea una base de datos en donde el técnico colocará los datos del paciente, incluyendo los parámetros de fresado, esta información se conocerá como ID y se obtendrá un código de barras, esto facilita el reconocimiento de cada trabajo pues cada uno contendrá un código de barras distinto.²²



El sistema de escaneo con Lava® Scan ST consiste en un sistema de escaneo óptico láser que utiliza un sistema de triangulación de luz blanca, una PC con monitor y el software CAD de Lava®. Una vez que el modelo seccionado se ha colocado dentro del escáner la preparación individual y la brecha desdentada (en el caso de existir) se mostrarán automáticamente y se registrarán en la pantalla como una imagen en tres dimensiones (la grabación del modelo incluye las preparaciones efectuadas, la encía y el registro oclusal), el reflejo es analizado por espectrometría y coloca los modelos en relación espacial con un plano de referencia; los márgenes de la preparación se escanean y se muestran de forma automática. Microfotografías revelan la precisión en el escáner Lava® Scan ST pues posee datos de densidad, este nivel alto de calidad se alcanza sin sacrificar tiempo de exploración, además de que el escáner permite hacer escaneos “anidados” por lo que puede realizar múltiples casos en una sola exploración.

El modelado mediante los sistemas CAD de Lava® permite el diseño de la estructura de zirconio en la pantalla, como ejemplo, se puede realizar la inserción de un pónico (de la biblioteca del sistema) o se puede realizar el diseño o modelado de los conectores mediante un teclado, un mouse y el soporte del software (figura 18). Ningún conocimiento es especial y necesario para esta elaboración. Para el diseño de una restauración el tiempo aproximado, en el caso de ser una unidad individual, es de 12 minutos y en el caso de ser una PPF de 3 unidades el tiempo es de aproximadamente 24 minutos.



Figura 18 diseño de la estructura interna de una PPF mediante un software.



En el escaneo y diseño de las restauraciones mediante el sistema Lava® se digitalizará el margen de la preparación del órgano dental tallado; dentro de la preparación de detección del margen se escanea la superficie completa del modelo mediante un haz de luz blanca y sin entrar en contacto directo con el modelo, aproximadamente 120 000 puntos de datos se miden y digitalizan para cada dado de trabajo; la detección se lleva a cabo desde incisal u oclusal hasta el cuerpo del dado de trabajo. La superficie total debe ser fácilmente visible bajo la luz del escáner y el sistema definirá automáticamente el límite de la preparación.

En el diseño se compensa el 20% de contracción que sufre el zirconio después de ser sinterizado (figura 19), además el modelo antagonista puede ser igualmente escaneado para facilitar el diseño de las superficies oclusales de la estructura.²²



Figura 19 PPF tallada pero sin sinterizar y la misma estructura tallada y sinterizada.

El bloqueo de cavidades o poros percibidos en el modelo pueden ser bloqueados de una manera convencional mediante cera de color blanca o el uso de una espátula digital. Las retenciones se bloquean automáticamente por el software (figura 20).



Figura 20 socavados en la preparación y bloqueo de socavados por parte del software.

En las funciones de contorno y reducción automática se pueden crear coronas digitales de un diente dentro de una biblioteca incluida en el software. La individualización de la anatomía del diente (fisuras y cúspides), el ecuador protésico y los contactos proximales también son posibles gracias a una función de un cuchillo digital de cera (figura 21). Esto como se mencionó anteriormente ayudará a un mejor soporte de la cerámica de recubrimiento.

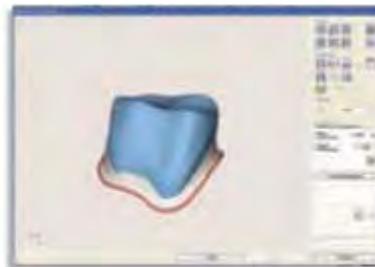


Figura 21 diseño de contornos completos y estructura anatómica además de reducción automática mediante software.

Existen opciones de diseño para los laboratorios y para los dentistas, una de ellas es el colorear la estructura de óxido de zirconio. Las restauraciones elaboradas con el sistema Lava® ofrecen la opción de colorear el marco con siete distintos colores (más una sombra si el marco es incoloro) basados en la guía de colores de Vita Classic®.



Una opción más que brinda el sistema de escaneo Lava® es que se puede determinar el espesor de la pared de la estructura de óxido de zirconio acorde a nuestras necesidades, se debe recordar que el espesor mínimo es de 0.5mm para PPF y coronas en dientes posteriores y de 0.3mm para coronas anteriores, además de que la sección transversal mínima del conector depende en gran medida de la posición y cantidad de los pónicos. De igual forma, el diseño de los conectores que son una de las zonas más críticas de la PPF totalmente cerámicas debido a que representan unas de las regiones de menor sección de la prótesis y esto supone un riesgo a la flexión causada por estrés del mismo pero por otro lado si se aumenta el espesor del conector se puede comprometer la estética de la restauración y el margen de las troneras comprometiendo la salud periodontal; normalmente en las estructuras de óxido de zirconio el tamaño mínimo para garantizar su resistencia es de 9 mm² aunque en algunas situaciones particulares sus conectores pueden llegar a ser de 3x2mm.²²

Una ventaja más que brinda el sistema es que se puede predecir el tamaño que ocupará el cemento, este se puede ajustar a valores estándar o individualizar de acuerdo a las características particulares de cada caso (figura 22). En ciertas parte de la cofia, por ejemplo, la mitad superior el espacio del cemento puede ser mayor, el espacio del cemento se ajusta, normalmente, por el especialista en CAD en el centro de fresado de acuerdo con las necesidades del dentista y en función de cada caso en particular.¹⁷

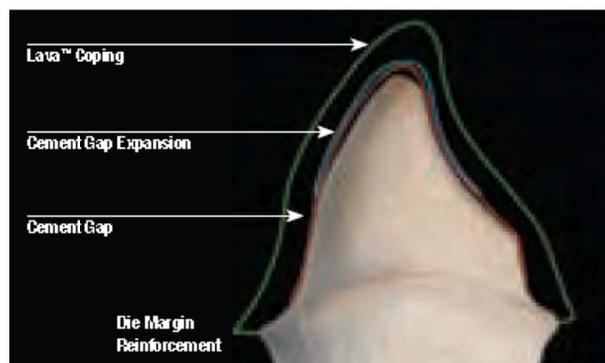


Figura 22 recomendaciones para las dimensiones de la capa de cemento.



El diseño de la estructura de zirconio óptimo es realmente importante para garantizar mejores resultados, debe ser diseñado con una estructura anatómica correcta y diseñado para dejar un espesor uniforme de no más de dos milímetros, esto se puede lograr con la utilización de la espátula digital o la función de reducción automática además de que también es posible escanear directamente el diseño elaborado con cera manualmente.

Los datos obtenidos se transfieren a la unidad de fresado Lava® para el cálculo y la trayectoria de fresado.^{6, 28}

2.2.1 Toma de impresiones y preparación para el laboratorio

Como en toda impresión en prótesis fija es importante que antes de tomar la impresión para enviarse al laboratorio, el tejido periodontal y gingival se encuentre en plenitud.

En función del biotipo periodontal se puede utilizar la técnica de doble hilo dental o si el biotipo periodontal es muy fino la técnica de hilo simple; en la técnica con doble hilo se debe de colocar un hilo de menor diámetro con una leve presión alrededor de cada preparación o preparaciones de los dientes pilares evitando así un sellado del surco gingival y con ello evitando la posible contaminación de los márgenes con sangre o fluidos de tejido crevicular durante la impresión, el segundo hilo es retirado (pasando 8 minutos) y antes de tomar la impresión. La literatura reporta resultados adecuados mediante una impresión a dos tiempo con polivinilsiloxano para el modelo de trabajo y con alginato para el modelo antagonista^{14, 16, 18} en tanto que la compañía 3M reporta mejores resultados y más precisos con la técnica de un paso mediante el material Impregun Pentasoft®.⁶ Una impresión adecuada tiene consigo un modelo preciso, la silicona por adición



ha reporta ser uno de los materiales más exactos y más estables dimensionalmente.¹⁶

Una vez obtenidas las impresiones, el laboratorio las recibirá y es aconsejable que el técnico dental las vacíe las impresiones a fin de conseguir las características precisas del modelo para una correcta manipulación posterior de los modelos.²²

Una vez que se obtiene el modelo es vital su exactitud para la calidad y ajuste de la restauración, Para asegurar que todos los elementos del modelo puedan ser recogidos, se recomienda que todos estos elementos sean cortados y por lo tanto removibles con pines para evitar su posible rotación (figura 23). Se debe de contar con un soporte adecuado del modelo pero para el análisis la altura máxima del modelo medida desde el fondo de la base y hasta el borde incisal no debe de superar aproximadamente los 40mm, se puede utilizar un tipo de retención magnética para el modelo de trabajo. Los muñones deberán tallarse por debajo del margen de la preparación, no se deben utilizar marcadores o lápices para contornear el margen de la preparación, a la par las zonas de retención deberán ser bloqueadas con cera sin interferir en la preparación. Un registro de mordida en forma de una simple llave de silicona o poliéter puede servir como una ayuda en la colocación de los modelos y elementos de él.^{17, 22.}

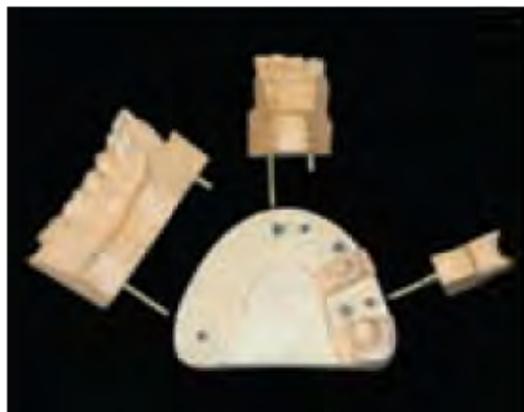


Figura 23 segmentación del modelo con pines.



2.3 Sistema de Fresado Lava® CNC 500

El sistema de fresado Lava® SNC 500 (figura 24) puede trabajar durante 76 horas seguidas con múltiples materiales y ofreciendo un fresado inteligente en 3 o 5 ejes para conformar completamente las estructuras de óxido de zirconio. Este sistema a su vez permite alojar hasta 31 distintas herramientas de hasta 50mm de longitud que se adaptan a la variedad de indicaciones que requiera el procedimiento, a su vez estas herramientas se pueden cambiar fácilmente y el sistema contiene un sensor que detecta la colocación incorrecta de las herramientas por lo que aventaja en que no se puede trabajar de forma incorrecta, se pueden tener tiempos de trabajo largos y una ejecución prácticamente automática. Contiene, además, un sistema de pantalla táctil que proporciona fácil acceso a la información que se puede necesitar en el procedimiento, como la condición de las fresas o herramientas de corte o los tiempos de fresado. El sistema de fresado Lava® SNC 500 contiene un sistema de aspirado integrado para reducir el polvo y la contaminación generada durante el procedimiento que además es más silencioso y consume menos energía que el sistema antecesor. Además de fresar bloques de óxido de zirconio la máquina de fresado Lava® SNC 500 funciona también con bloques de cera u otros materiales sin necesidad de interrumpir el proceso para cambiar herramientas, esta versatilidad se traduce en tiempos de trabajo más cortos y mayor versatilidad.¹¹



Figura 24 Sistema de Fresado CNC 500.



Los bloques de óxido de zirconio Lava® (figura 25)²² ofrecen múltiples opciones de tamaño para la fabricación de estructuras y cofias de óxido de zirconio Lava®, por ejemplo los bloques de óxido de zirconio Lava® 20 producen cofias para coronas unitarias, los bloques de óxido de zirconio Lava® 20 XL producen estructuras para pilares grandes y coronas unitarias grandes así como también los bloques de cera Lava® Wax 60 que producen patrones de cera para revestimiento y colado en restauraciones metal-porcelana.¹¹



Figura 25 bloques de óxido de zirconio de Lava®.

Algunas de sus características técnicas son:

- Tensión de alimentación: 200-240 V AC
- Intensidad de corriente: 4A.
- Anchura: 1090mm
- Altura: 1960mm
- Fondo: 840mm
- Peso: aprox. 620kg.
- Niveles de ruido mantenido: 65 dB.

El proceso de elaboración de PPF totalmente cerámicas con el sistema Lava® continua una vez completado el diseño el formato en 3D es enviado por parte del sistema Lava® Scan, el técnico selecciona un bloque de zirconio de tamaño adecuado, el cual tiene un soporte plástico y un código de barras (el código de barras es usado para registrar el único diseño del



bloque en el servidor del ordenador), y se fresa el bloque de zirconio presinterizado con fresas basadas en metal duro. El tiempo de fresado promedio de una corona es de aproximadamente 35 minutos, para una PPF de 3 unidades es de unos 75 minutos. La máquina tiene una capacidad de cargar 20 bloques de zirconio, se pueden insertar bloques en los espacios nuevos y eliminar los marcos que ya fueron terminados de fresar y tener un fresado continuo. Distintos marcos pueden fresarse de forma automática, incluso durante la noche gracias al cambiador automático de herramientas.⁶ Después de completado el proceso de fresado la estructura es separada de la porción plástica inicial del bloque de zirconio.²²

Se puede llevar a cabo un acabado manual una vez fresado el bloque de zirconio pero antes de ser sinterizado, los bordes, ángulos, uniones y todas las áreas de la superficie deben estar lisos antes del sinterizado.²² En cuanto al tratamiento del óxido de zirconio Lava® ya sinterizado, algunas recomendaciones deben ser respetadas ya que un intenso fresado puede introducir defectos en el óxido de zirconio. Con el fin de eliminar el refuerzo marginal o contactos no deseados es importante utilizar una turbina con una fresa de diamante fino (anillo rojo de tamaño de partícula menor a $30\mu\text{m}$) y grandes cantidades de agua (figura 26)¹⁷.



Figura 26 limpieza de la cofia.



Para lograr una percepción más natural y conservar un tejido periodontal sano el uso de discos de diamante para separar el espacio de las troneras gingivales (figura 27) es posible aunque es muy recomendable no cortar la estructura de zirconio interdental ya que puede afectar la durabilidad de la restauración final; si la estructura es dañada involuntariamente durante esta separación ésta área debe ser pulida. Los discos de goma para pulir con diamante del sistema Komet® No. 4330 serie gris son adecuados para estos fines.^{6, 17}



Figura 27 separación interdental con discos.

2.4 Horno Lava® Furnace 200

El horno Lava® Furnace 200 (figura 28) de 3M aumenta la producción de trabajo ya que reduce los tiempos de sinterizado y produce más unidades por ciclo de sinterizado. Este horno dispone de un programa y una conexión en red que permite su manejo a distancia por parte del personal de 3M ESPE. Además sus elementos calefactores se caracterizan por una vida útil extraordinariamente larga, su instalación es sencilla pues el horno se adapta de forma automática al voltaje suministrado. A la par la compañía creo guías de sinterizado para ayudar a los protésicos.

La sinterización es un proceso fundamental para el resultado final de las estructuras de óxido de zirconio Lava®, pues estas deben alcanzar sus



dimensiones exactas, densidad y resistencia final durante este proceso, además de representar un factor fundamental en la estética final ya que los líquidos de coloreado de cofias y estructuras de óxido de zirconio proporcionan colores similares a la dentina natural ayudando a la par a la translucidez final.



Figura 28 Horno Lava® Furnace 200.

El horno Lava® Furnace 200 cuenta con 3 programas de sinterizado, el Lava® Classic con un tiempo total de 8 horas y 30 minutos (tiempo de secado 3 horas y 30 minutos, cambio de aire 12 minutos y ciclo de sinterizado 4 horas y 48 minutos), este programa es diseñado para su uso nocturno y automatizado e incluye el tiempo de secado para estructuras y cofias coloreadas, el secado se produce en la plataforma del horno y durante el ciclo de sinterizado el horno se abre automáticamente para liberar los gases acumulados procedentes del líquido para colorear. El programa de Lava® Presecado tiene un tiempo total de 5 horas (cambio de aire 12 minutos y ciclo de sinterizado 4 horas y 48 minutos), este programa permite reducir el tiempo de horno secando las cofias y subestructuras de zirconio fuera del horno, de igual forma que en el programa anterior el horno se abre durante el ciclo de sinterizado. Por último el programa de Lava® No Coloreados tiene un tiempo total de 4 horas y 48 minutos y está pensando



específicamente para estructuras y cofias que no fueron coloreadas, este programa es el más rápido pues ahorra un tiempo de secado o cambiado de aire.

El horno Lava® Furnace 200 es mejor que su predecesor (Lava® Therm) pues produce ciclos de sinterizado más cortos, aumenta la productividad al poder sinterizar más unidades en cada ciclo y aumenta el número de ciclos por día y posee un menor consumo de energía.¹¹

Algunas de sus características físicas son:

- Dimensiones: 42x98x60cm (anchura por altura x fondo)
- Peso: 75kg.
- Elementos calefactores: 3 elementos factores de larga duración.
- Unidad de control con conexión USB con menú de texto sencillo.
- El horno se adapta de forma automática al voltaje suministrado.
- Conectividad con puerto USB y puerto Ethernet.

Por otra parte, el acabado se puede realizar de forma manual antes de la sinterización, el color de las estructuras también se lleva a cabo antes del proceso de sinterización de acuerdo al sistema Vita Classic que cuenta con 7 tonos posibles (figura 29)¹⁷; ésta es una de las ventajas estéticas de las estructuras de óxido de zirconio Lava®, pues el coloreado en siete diferentes colores (FS1-FS7) elimina la necesidad de un hombro de porcelana cocida (margen de tope). Se puede lograr una apariencia estética perfecta mediante el uso de efectos y materiales que no otorgan una capa adicional. Este proceso automatizado de sinterización se lleva a cabo en un el horno especial Horno Lava® Furnance 200, se tiene un tiempo estimado de 8 horas incluido el proceso de cocción de la cerámica y las fases de enfriamiento.⁶



Figura 29, 7 posibles colores en la marca Vita® Classic.



Por una parte los cambios volumétricos de la transformación del óxido de zirconio a un estado de compresión contribuyen a la dureza final de la cerámica. La contracción es del orden de 20-25% que ya fue compensada durante el diseño de la estructura con el escáner.²²

La translucidez del núcleo es uno de los principales factores estéticos que se deben de controlar en las restauraciones dentales. Esta translucidez de la cerámica es afectada por varios factores como lo son el grosor, estructura de los cristales y el número de cocciones. Los resultados de los estudios indican que el éxito del tratamiento depende de cuanta translucidez deseemos, por ejemplo, cuando se desee demasiada translucidez se puede utilizar el sistema Empress®, In Ceram Spinell® y Empress 2®, cuando se necesite más opacidad el óxido de zirconio es más apropiado ya que tiene una translucidez similar a la del metal. Sin embargo, el óxido de zirconio Lava® mediante el tratamiento de coloreado de la cofia y el mecanizado presinterizado permite un alto grado de translucidez similar a la de los sistemas antes mencionados.

Una vez que transcurre este proceso, se obtienen las estructuras de las PPF o las cofias de las coronas y se envían al consultorio para su prueba en boca y corroborar el ajuste. Una vez realizada esto por parte del odontólogo se reenvía al laboratorio para su posterior recubrimiento, que es en donde se le dará forma, color y estética necesarios.²²



2.5 Cerámica de recubrimiento Lava® Ceram

La cerámica de recubrimiento Lava® Ceram, desarrollada como parte del sistema Lava® es la última parte para obtener restauraciones que pueden llegar a ser excelentemente estéticas. Esta cerámica ofrece una gran unión adhesiva demostrada con el óxido de zirconio Lava®, en unión con las cofias coloreadas permite tener excelentes resultados naturales y estéticos. El sistema cuenta con 23 masas cerámicas para efectos que son capaces de adaptarse a prácticamente cualquier color de diente. Cuenta con varios kits diseñados para adaptarse a la forma de trabajo.

El kit Lava® Ceram Popular Set (figura 30), cuenta con los tonos más comunes en frascos de 25g. para crear restauraciones con aspectos muy naturales cuenta con:

- 10 masas de porcelana para dentina (A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B3, C2, D2, W2)
- 10 modificadores de estructura (mismos tonos que masas dentinarias)
- 4 masas de porcelana para esmalte (E1, E2, E3, E4)
- 4 masas transparentes opalescentes, 2 masas de esmalte para efectos, 3 masas de porcelana para hombros, 2 masas de porcelana de corrección, líquido de modelado transparente y de glaseado, líquido para porcelana de hombros
- 4 guías de color (guía de color para modificadores de estructura, guía de color para masas dentinarias, guía de color para masas de esmalte y guía de color para porcelana de hombros/tonos Magic Intensive)



Figura 30 Kit Lava® Ceram Popular set.



El conjunto Lava® Ceram Performer Set (figura 31), cuenta con todos los 23 tonos de masas de porcelana para efectos en frascos de 15g.

- 6 porcelanas dentinarias altamente fluorescentes (Flu In)
- 4 porcelanas dentinarias opacas (OD)
- 2 porcelanas opalescentes altamente translúcidas (ICE)
- 4 porcelanas translúcidas altamente opalescentes (Nature)
- 3 porcelanas transparentes cervicales incisales (CI)
- 2 porcelanas gingivales
- Líquido de modelado, 40ml
- Guía de color Lava®™ Ceram Performer Set



Figura 31 Kit Lava® Ceram Performer Set.

El conjunto Lava® Ceram Pop Art Set (figura 32) fue diseñado para crear efectos estéticos de gran nivel, es utilizado para generar restauraciones verdaderamente individualizadas, atractivas y muy detalladas. Cuenta con:

- 10 tonos Magic Intensive, 5g
- 10 tintes, 5g
- Glaseado, 15g
- Líquido de modelado, 40m
- Líquido para tintes/glaseado, 40ml



Figura 32 Kit Lava® Ceram Pop Art Set.

Por último el paquete Lava® Ceram Trial Kit (figura 33) está diseñado como su nombre lo indica a manera de prueba para ofrecer una idea de lo que se puede conseguir con la cerámica de recubrimiento Lava®. Cuenta con:

- Modificador de estructuras MO A2, 15g
- Masa de porcelana para dentina, D A2, 15g
- Masa de porcelana para esmalte, E2, 15g
- Masa transparente, 15g
- Masa de porcelana cervical incisal transparente en tono Lichi (CI 1), 15g
- Masa altamente opalescente translúcida Nature en tono nieve (N4), 15g
- Líquido de modelado, 40ml.¹¹



Figura 33 Kit Lava® Ceram Trial Kit.



El coeficiente de expansión térmico lineal (CET) de la cerámica de recubrimiento es especialmente diseñado para permanecer en las condiciones óptimas sobre el marco de zirconio. El sistema de 16 sombras es basado en la gama Vita-Lumin®, es muy estético y las posibilidades de caracterización son gracias a diversos materiales adicionales. La translucidez natural de la cerámica armoniza perfectamente con la estructura de óxido de zirconio.⁶ Se pueden obtener prótesis muy estéticas debido a que la estructura interna no posee colores blancos muy opacos como algunas otras estructuras de óxido de zirconio sino que ha sido coloreada puesto que para obtener una restauración estética partimos de un color de base muy natural, similar a la dentina y esto nos ayudará a la obtención con la cerámica de recubrimiento de restauraciones con una translucidez muy natural.²²



CAPÍTULO III ESTRUCTURA DE ÓXIDO DE ZIRCONIO LAVA®

3.1 Reseña evolutiva de los materiales cerámicos

A lo largo del tiempo la prótesis dental ha pasado por una variedad de materiales utilizados con fines restauradores, la porcelana ha sido un componente fundamental en la atención dental durante muchos años; informes datan que desde el siglo XVII se realizaron los primeros intentos con éxito en el reemplazo de piezas dentales perdidas con dientes de porcelana. En 1774, Alexis Duchateau hizo los primeros intentos en fabricar dientes artificiales elaborados a base de cerámicas.^{6, 15}

A principios del siglo XIX y casi 100 años después, Charles Henry Land desarrolló las primeras técnicas Inlays basada en una composición feldespática o matriz de lámina de platino, obteniendo la patente en 1887 y que todavía se utilizan hoy en día de forma ligeramente modificada. Cincuenta años más tarde, el fortalecimiento de la corona jacket con óxido de aluminio fue posible gracias al resultado del trabajo de McLean y Hughes. El auge de las restauraciones elaboradas con bases cerámicas disminuyó considerablemente con el auge de las resinas acrílicas en la década de 1940 hasta que llegar a un momento en el que fue disminuyendo su uso debido a que se hicieron notar las desventajas de los materiales de revestimiento con resina como lo es su alta permeabilidad que deriva en decoloraciones y microfiltraciones. Para el año de 1962, Weinstein y Weinstein patentaron una combinación de leucita con porcelana para utilizar en restauraciones metal con cerámica; con la adición de la leucita (un aluminosilicato con expansión térmica elevada) se podía combinar la expansión térmica de la cerámica y la del metal.

Todos estos objetos cerámicos no eran de introducción actual sino que se han fabricado a lo largo de miles de años, los primeros intentos consistían en cocer un objeto hecho de arcilla o barro para que sus partículas se pudieran



unir, la resultante de esto fueron objetos porosos y toscos como cálices o lozas (quienes constituyen el primer ejemplo de una subestructura esmaltada con revestimiento cerámico), sus tonos azules-verdosos constituyen los óxidos metálicos resultantes durante el período de cocción.

La porcelana aunque elaborada en la antigüedad pero de más reciente desarrollo, fue elaborada gracias a los ceramistas chinos con características óptimas para poder elegida como material de restauración dental como lo es su translucidez, dureza e impermeabilidad. En siglos subsecuentes, por ejemplo en el siglo XVII en Europa se intentó crear una porcelana con características similares a las obtenidas por los chinos y lograron ampliar el conocimiento sobre los componentes fundamentales de la porcelana: el caolín y el feldespato. En la segunda mitad del siglo XVIII, Pierre Fauchard, entro otros intentó utilizar la porcelana en el ámbito odontológico (Figura 34)²⁴ pero no fue si no hasta principios del siglo XIX con C.H. Land que se obtuvo la corona jacket de porcelana, como se mencionó en párrafos anteriores.



Figura 34 Pierre Fauchard.

La apariencia de las restauraciones cerámicas continuó mejorando con la introducción de nuevas técnicas como la cocción al vacío, que redujo el



problema de la porosidad de la cerámica consiguiendo con esto restauraciones más translúcidas que las obtenidas por cocción oxidante.

Las primeras restauraciones metal-cerámica se comenzaron a comercializar a finales de la década de 1950, siendo hoy en día una de las técnicas más rutinarias y con resultados predecibles.^{15, 20}

Los materiales cerámicos continúan con un gran avance después de este periodo, a la par de que, como se mencionó en el capítulo de los sistemas CAD/CAM continuó avanzando en la década de 1970. Para estos momentos las cerámicas de gran resistencia surgieron pero con la principal desventaja de su escasa resistencia por lo que los materiales cerámicos en aquellos años eran de uso exclusivo para dientes anteriores empero igualmente la fractura aún en dientes anteriores era bastante común impulsando así el surgimiento de materiales más resistentes. Esto trajo consigo el surgimiento de dos caminos distintos, uno en el que se desarrollaron núcleos cerámicos con gran resistencia revestidos de una porcelana menos resistente pero con mayor estética (un enfoque similar a la técnica tradicional de núcleo metálico pero con la ventaja de que el núcleo cerámico es más fácilmente revestido que la subestructura metálica). El otro camino consistió en crear núcleos estéticos combinados con estructuras de gran resistencia, sin embargo la literatura reporta que la mayoría de los núcleos no estéticos son más fuertes que los estéticos.

A raíz del surgimiento de estos caminos se obtienen los mecanismos de fortalecimiento de las cerámicas dentales, ya que como todo material cerámico posee buenas características de biocompatibilidad pero con la gran desventaja de ser frágiles. Las restauraciones cerámicas son susceptibles a fracturarse al momento de su colocación o durante la función masticatoria debido a que los materiales cerámicos tienen al menos dos tipos de defectos, defectos de fabricación derivados del proceso de sinterización, resumidos a



la aparición de porosidades que se traducirán en lugares donde inician las fracturas; y/o defectos del orden de grietas superficiales que se producen durante el tallado, estas grietas varían entre los 20 y 50 picómetros, se menciona que normalmente la fractura del material cerámico se produce desde la grieta de mayor tamaño.

Dando las bases del porqué los materiales cerámicos tienden a una menor resistencia y a la fractura se utilizan algunos reforzamientos para añadir rendimiento clínico de las cerámicas dentales y ofrecer con ello, también, mayor resistencia. Los mecanismos utilizados con anterioridad (y aún en técnicas tradicionales de elaboración de prótesis dentales estéticas) son el refuerzo cristalino, el reforzamiento químico, la transformación inducida por tensión y el glaseado.¹⁵

Los sistemas totalmente cerámicos tienen su inicio con las cerámicas de núcleo aluminoso, se menciona que el núcleo cerámico de alta resistencia fue introducido por primera vez por McLean y Hughes en 1963, como se mencionó anteriormente, ellos recomendaron el uso de porcelana aluminosa, compuesta de cristales de óxido de aluminio (alúmina) dispersos en una matriz vítrea (figura 35), sus recomendaciones tenían bases en el uso de la porcelana reforzada con alúmina en la industria eléctrica ya que la alúmina proveía de una gran dureza y mayor resistencia a la fractura. Este tipo de restauraciones obtenidas eran 40% más fuertes que las restauraciones tradicionales elaboradas con porcelana feldespática.^{6, 15}

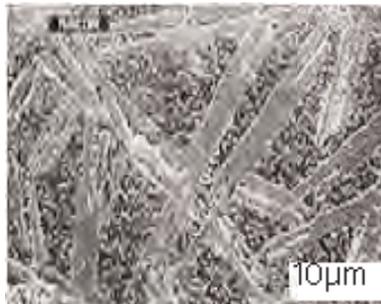


Figura 35 cerámica con matriz vítrea. Por ejemplo: Empress® I/II.



Posterior a las cerámicas con núcleos aluminosos surgen las cerámicas infiltradas, como es el caso de In-Ceram® que incluyen armazones con núcleos de alta resistencia (figura 36) para restauraciones totalmente cerámicas. La técnica de infiltración de cerámica, es una técnica tradicional utilizada para elaborar material sanitario. Esta técnica conlleva una menor porosidad gracias al cristal fundido que se introduce en las porosidades de la cerámica mediante acción capilar a alta temperatura. La resistencia de las prótesis elaboradas a base de cerámicas infiltradas como In-Ceram® es aproximadamente entre 3 y 4 veces mayor que las primeras prótesis elaboradas con núcleos de alúmina.^{6,15}



Figura 36 cerámica infiltrada. Por ejemplo: In-Ceram®.

Las cerámicas termoprensadas, comenzaron a tener popularidad en la odontología a principios de la década de 1990, la mayoría de los materiales termoprensados contienen leucita como base fundamental de reforzamiento de la fase cristalina, que sugiere una mayor adaptación marginal y buena resistencia. Los materiales que tienen leucita disponibles en el mercado para su termoprensado incluyen compañías como IPS Empress®, Cerpress® y Finesse®. El IPS Empress 2®, es un ejemplo de cerámicas dentales de segunda generación con la principal diferencia de tener en la fase cristalina del núcleo, disilicato de litio, este tipo de cerámicas pudieron ahora abarcar prótesis fijas de 3 unidades en dientes anteriores debido a su mayor resistencia.¹⁵



Las cerámicas dentales termoprensadas como el Empress® han sido utilizadas con éxito para aplicaciones de coronas anteriores por más de 10 años. Las coronas elaboradas con cerámicas infiltradas como In-Ceram® han sido utilizadas con éxito a largo plazo para coronas en dientes anteriores aunque para aplicaciones de prótesis fijas posteriores no ha tenido mucho éxito. Los más de 30 años de éxito que se prevén de las restauraciones elaboradas con bases metálicas y con porcelana, cualquier nuevo sistema totalmente cerámico supondría una longevidad igual a las ofrecidas por el método tradicional, la literatura refiere que del total de restauraciones colocadas mínimo un 85% de ellas debe de permanecer por lo menos 10 años *in situ*, incluso en dientes posteriores.⁶

Los primeros resultados clínicos publicados por Empress II® son prometedores aunque las prótesis fijas solo pueden ser elaboradas hasta el primer premolar, aunque de igual forma, los resultados a largo plazo no se encuentran disponibles.⁶

El surgimiento de cerámicas con diseño y fabricación asistidos por computador, indujo una nueva generación en las cerámicas. Sistemas como Cerec®, Procera AllCeram®, Lava® y Captek® forman parte de esta nueva generación. El sistema Cerec® se ha comercializado desde los años de 1980, el sistema Cerec 2® se introdujo a mediados de los años 90 y el sistema Cerec® tuvo su inicio en el año 2000.

El sistema Cerec 3® a comparación de sus antecesores tiene una excelente adaptación marginal así como un software que permite la visualización completa de la restauración proyectada y realizar ajustes virtuales y permite la utilización de varios materiales como el VITA Mark II® (contiene feldespato como principal fase cristalina en la matriz vítrea), ProCad® (es una cerámica con leucita diseñada para los sistemas CAD/CAM específicamente), InCeram



Alumina® y Spinell® (que se preparan antes de la fase de infiltración y revestimiento).

El sistema Procera AllCeram® añade además del diseño asistido y fabricado por computador la utilización de materiales como el zirconio, estabilizados con Itrio, sobre estas bases se reviste con cerámica aluminosa. Aparentemente estas restauraciones ofrecen buen rendimiento clínico y ajuste marginal.

Por otra parte el sistema Captek® fabrica cofias a partir de dos láminas de cera impregnadas en metal que se adaptan a un troquel y se cuecen. La primera lámina formará una capa porosa de oro-platino-paladio que, al cocerse la segunda lámina se impregnará en un 97% de oro. Las ventajas otorgadas por el oro incluyen una excelente adaptación marginal, así como también se podrá obtener una adecuada apariencia estética.

El sistema Lava® de manera general utiliza el sistema CAD/CAM y elabora restauraciones totalmente cerámicas, con un núcleo de zirconio tetragonal parcialmente estabilizado con itrio de 3 moles (figura 37). Las preparaciones se escanean y los núcleos se fresan a partir de bloques de óxido de zirconio presinterizada. Se debe de aumentar el tamaño del armazón para compensar la contracción que ocurre durante la sinterización. Una vez sinterizado se recubre con una capa de porcelana estética de manera similar a lo ocurrido con las restauraciones metal-cerámica. Todo este proceso explicado con mayor detalle en el siguiente subtema.^{6, 15, 16, 18, 21.}

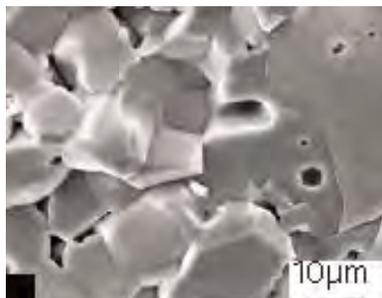


Figura 37 cerámica libre de vidrio. Por ejemplo: Lava®.



3.2 Propiedades del óxido de zirconio Lava®

Comenzando por un recordatorio de las características de la materia, se debe recordar que en cuanto a las características de la materia, tenemos que existen dos tipos primordiales de enlaces interatómicos, los de uniones o valencia primaria dados por los enlaces iónicos, covalentes y metálicos y los de valencia secundaria como los puentes de hidrógeno y las fuerzas de Van der Waals que en este ámbito no son de gran prioridad. Las sustancias iónicas son resultado de la combinación de un metal con un no metal, por ejemplo los cloruros, los nitratos y los óxidos de metales (óxido de zirconio), a estos se les considera materiales cerámicos. Los materiales cerámicos además de ser compuestos químicos formados por elementos metálicos y no metálicos poseen enlaces iónicos, poseen características físicas como ser muy duros pero a la vez frágiles, su temperatura de fusión es elevada ya que al poseer enlaces iónicos que es un enlace muy fuerte se requiere de mucha energía (temperatura) para separar sus átomos y por esta razón se pueden utilizar como materiales refractarios (resistentes a temperaturas elevadas); son malos conductores térmicos y eléctricos, son inertes a la mayoría de los químicos, muy resistentes a la compresión pero su resistencia a la tensión es baja.²⁰

El zirconio como elemento está incluido dentro de la tabla periódica en el apartado de los metales por lo tanto se le adjudican características de ellos como lo son su gran resistencia, comportamiento óptico y químico, además de poseer enlaces de tipo metálicos.¹⁸ El zirconio, elemento químico de símbolo Zr, es un metal duro, blanco grisáceo, brillante, muy resistente a la corrosión y similar al acero, con alta temperatura de fusión, alta tenacidad (resistencia a la fractura), baja conductividad térmica, elevada dureza, resistencia a la corrosión química, insoluble en agua y soluble en ácidos calientes (figura 38). El óxido de zirconio se encuentra en la naturaleza formando parte de distintos minerales, el zircón ($ZrSiO_4$), que además es el



elemento más abundante en la corteza terrestre y el más antiguo conocido en la Tierra, y la badeleyita (ZrO_2), dióxido de zirconio. Fue descubierto en el año de 1789 por Martin Klaproth a partir del circón y en 1824 Jons Jakob Berzelius lo aisló en estado impuro pero no fue sino hasta 1914 cuando se pudo obtener como metal puro.^{24, 25}



Figura 38 óxido de zirconio en estado puro.

La principal aplicación de este compuesto es como recubrimiento en reactores nucleares (90%), como aditivo en aceros para crear elementos más resistentes, como material refractario en industrias de cerámica y vidrio, algunas aplicaciones en joyería e industria militar y nuestro primordial uso, el óxido de zirconio estabilizado con itrio para fines odontológicos.²⁴

Para continuar se debe recordar que un reticulado espacial “es una orientación tridimensional infinita de puntos en la que cada uno tiene un entorno idéntico a los demás, y se denominan puntos de la red”.¹⁸ Los sólidos cristalinos forman estructuras imaginarias denominadas “reticulados espaciales” ya que se asemejan a redes ordenadas de forma regular en el espacio, en estas situaciones los átomos o moléculas están ubicados a distancias interatómicas uniformes y constantes. El físico francés Auguste Bravais (1811-1863) (figura 39) fue el encargado de proponer una clasificación para las diferentes figuras geométricas que se pueden formar tales como: cúbica, tetragonal, romboédrica, hexagonal, ortorrómbico, monoclinico, triclínico (figura 40).^{18, 25}



Figura 39 Auguste Bravais.

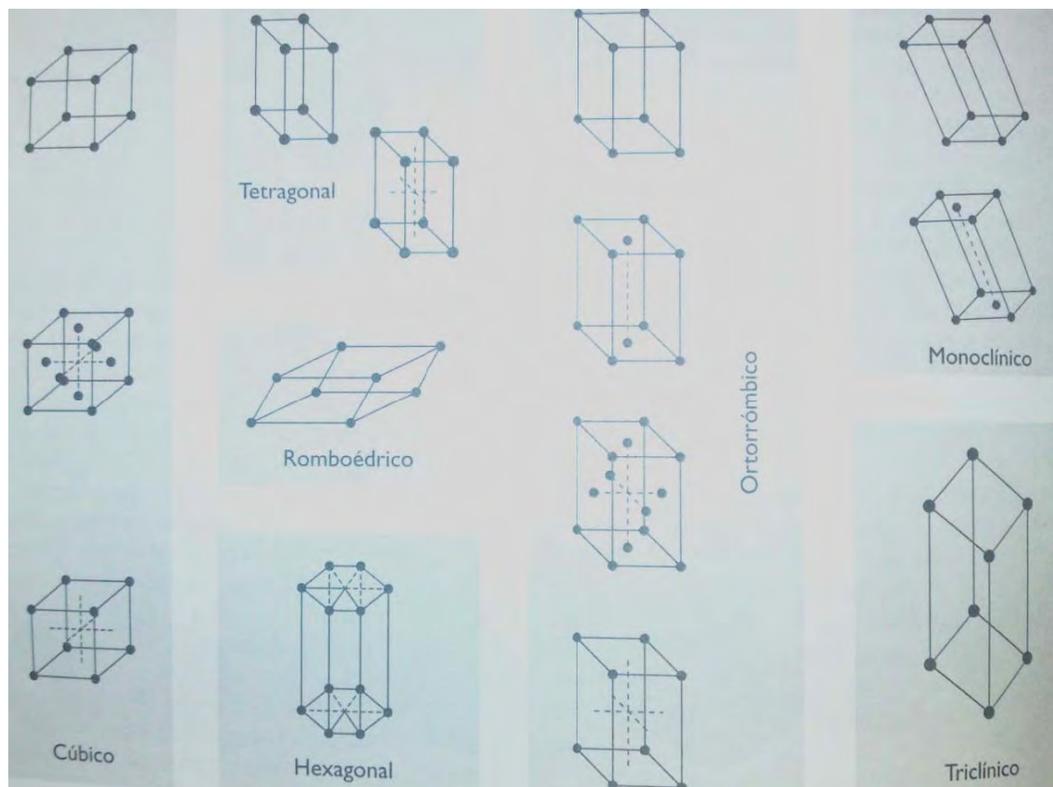


Figura 40 reticulados espaciales propuestos por Auguste Bravais.

El óxido de zirconio se presenta en la naturaleza en tres distintos tipos de reticulado espacial, monoclínica (badeleyita), generada a temperatura ambiente, estable a temperaturas inferiores a 1170^o-1200^oC y más común,



la forma tetragonal, estable a temperaturas que oscilan entre los 1170^o-2370^oC y la cúbica, estable a temperaturas comprendidas entre los 2370^oC hasta la temperatura de fusión que es de aproximadamente 2608^oC.

El paso de la estructura tetragonal a la monoclinica por enfriamiento es muy rápido y provoca incremento en el volumen de la red en un 3 a 5% lo que provoca graves fracturas en el material. Añadiendo otros materiales se puede conseguir que los cambios estructurales al enfriarse se ralenticen o se eliminen por completo manteniendo su estructura, como aditivos se emplean óxido de Calcio, óxido de magnesio y óxido de itrio a partir de los cuales se pueden conseguir cerámicas de zirconio. Se puede clasificar a los materiales cerámicos con base de circonita en tres tipos, en función de la distribución de la fase tetragonal.

➤ Zirconio parcialmente estabilizado PSZ (Partially Stabilized Zirconia), esta se obtiene cuando la cantidad de aditivo no es suficiente para su estabilización completa de la fase cúbica. Consiste en una mezcla de fases tetragonal y/o cúbica o monoclinica. Sus ventajas en este estado son dobles, por una parte, la existencia de otras fases disminuye el coeficiente de expansión térmica asociado al cambio de volumen de la transformación tetragonal a monoclinica disminuyendo así su posible degradación asociada a la transformación y aumentando a la par su tenacidad. Este material se produce por medio de sinterización de polvos finos de alta pureza.

➤ Zirconio totalmente tetragonal TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystal), la microestructura está formada por granos de simetría tetragonal, se caracteriza por ser densa, con alta tenacidad, pudiendo llegar a soportar tensiones de fractura de 600 a 700MPa. El zirconio TZP más utilizado son las estabilizadas con Itrio (Y_2O_3) (Y-TZP) y Cerio (CeO_3) (Ce-TZP). La Y-TZP tiene una alta resistencia a la fractura y valores de tenacidad altos en comparación a la Ce-TZP que presenta una tenacidad mucho más alta pero con una resistencia a la fractura mucho menor a las Y-TZP.



➤ Zirconio completamente estabilizado FSZ (Fully Stabilised Zirconia), cuando la cantidad de aditivos es suficiente se obtienen cerámicas con 100% de fase cúbica. Su alta conductividad iónica hace que tenga aplicaciones de sensores de oxígeno, conductores electrónicos, células eléctricas, etc. Además de su uso en joyería debido a su perfección cristalina en una amplia gama de colores. Se usa como sustituto del diamante al ser muy parecido y mucho más barato.^{15, 25}

Como se mencionó anteriormente existen métodos de reforzamiento de las cerámicas dentales como el refuerzo cristalino, el reforzamiento químico y la transformación inducida por tensión; para obtener el óxido de zirconio Lava®, se utiliza la forma Y-TZP mediante la transformación inducida por tensión. Los únicos materiales cerámicos policristalinos que de acuerdo a sus características de resistencia y estética pueden ser utilizados tanto en zonas anteriores como posteriores en prótesis fija son la alúmina y el óxido de zirconio. Los materiales elaborados a base de zirconio pueden ser de distintos fabricantes, procesados de distintas formas y con diferentes niveles de estabilidad esto, entre otras cosas, debido a que no todos los fabricantes han completado adecuadamente los estudios clínicos *in vitro e in vivo*. La calidad de la restauración final depende de manera directa de un control cuidadoso, exacto y exhaustivo del proceso de fabricación para corroborar la confianza de este tipo de materiales.^{21, 23}

Se menciona que de acuerdo al fabricante puede haber distintos procesamientos de este material, pero en ¿qué están basadas estas diferencias?, los parámetros de procesamiento para el zirconio presinterizado afectan sus capacidades de rendimiento así como su resistencia, estabilidad a largo plazo y las propiedades estéticas, como translucidez final de la restauración. Las condiciones de presión y el método utilizado de presión afectan el ajuste marginal, su resistencia y la translucidez final de la restauración. La coloración del zirconio (figura 41)¹¹ de igual forma puede



afectar éstas condiciones (ajuste marginal, resistencia y translucidez del material).



Figura 41 la coloración del zirconio puede afectar las condiciones finales de la restauración.

Gracias a las tecnologías CAD/CAM es posible realizar actualmente restauraciones de cerámica de alta resistencia con alúmina y/o zirconio. Anteriormente, como se mencionó, las restauraciones cerámicas fueron limitadas a una sola unidad, ahora con la introducción del óxido de zirconio como material dental, los clínicos son capaces de colocar restauraciones cerámicas en las regiones anteriores y posteriores, gracias al zirconio que aporta una resistencia a la flexión casi dos veces mayor a la alúmina y una alta resistencia a la fractura. Varias compañías ofrecen actualmente restauraciones en odontología a base de óxido de zirconio, estos materiales pueden ser químicamente similares (óxido de zirconio de forma tetragonal parcialmente estabilizado con 3% de óxido de itrio), en muchos de los casos también tratados con un pequeño concentrado de alúmina (menos de 0.25%) que ayuda a evitar la microfiltración provocado por el óxido de itrio, esta combinación puede garantizar la seguridad y longevidad de las restauraciones elaboradas con óxido de zirconio. A pesar de estas características químicamente similares, no es necesariamente el mismo; muchos otros factores además del químico, influyen en el resultado final como lo pueden ser: el orden en que los componentes se mezclan, el tamaño



del grano, la consistencia del polvo, el tiempo y temperatura utilizados para la incubación de la masa de óxido de zirconio así como el proceso de cocción que puede estar modificado por la habilidad del técnico.

A la par de estas diferencias se debe recordar que en el mercado existe el zirconio presinterizado y el HIP (Hot Isostatic Pressing – Prensado Isostático en Caliente), el zirconio presinterizado se fresa cuando el material aún tiene una consistencia suave similar a la del gis, para la consistencia total es sinterizado de nuevo después de ser triturado. En el procedimiento HIP es triturado totalmente cuando se encuentra sinterizado.

El zirconio presinterizado es preparado en 3 etapas principales, el zirconio en polvo se presiona y presinteriza, esto generalmente lo realiza el fabricante; posterior a esto el laboratorio dental tritura la estructura presinterizada y después la sinteriza para lograr una densidad completa. La preparación de las piezas presinterizadas por el fabricante difiere dependiendo de: la fuente de polvo de óxido de zirconio, la presión y las condiciones de presinterización seleccionadas.

En la disposición de los polvos de zirconio se pueden tener distintos tamaños de grano y por tanto distintas distribuciones de grano así como también se pueden tener distintos aditivos. Los aditivos como el óxido de itrio y el óxido de aluminio se pueden distribuir en el material de distintas formas tales como una distribución homogénea a lo largo de todo el material o una mayor concentración en las orillas del grano, etc. El tamaño de grano tiene un efecto directo sobre la fuerza y la transformación del endurecimiento, una característica especial y clave en el zirconio; las variaciones en la distribución del tamaño de grano afecta el resultado de porosidad y con ello la translucidez del material. Por último la distribución de los aditivos puede afectar la estabilidad hidrotérmica del material sinterizado. Esto se resume a



que diferencias en el polvo de zirconio puede afectar la resistencia, estabilidad a largo plazo y la translucidez de la restauración.

En cuanto a las condiciones de presión se debe recordar que el polvo es primero presionado, esto puede lograrse mediante procedimientos diferentes como la técnica isostática (pieza en verde) o la uniaxial. Las condiciones de presión se ajustan para obtener una pieza óptima para la etapa de presinterización, la metodología de presión influye en la homogeneidad y la distribución de densidad del material y por tanto en el ajuste marginal. Las condiciones de presión pueden dar lugar a diferencias en la fuerza, translucidez y afectar directamente la temperatura final de sinterización del zirconio.

Una vez obtenido el polvo triturado de zirconio es entonces presinterizado en un horno con un perfil de temperatura optimizada para generar una pieza con la fuerza adecuada (las condiciones de presinterización afectan la fuerza del material presinterizado).

Algunos materiales de zirconio pueden ser teñidos en el estado presinterizado mediante la inmersión de las cofias y estructuras en un líquido teñido, esto permitirá la absorción de los colorantes en el zirconio (figura 42). El colorante se pueden lograr mediante pigmentos (granos) o agentes no pigmentados (iones); es importante controlar el efecto del líquido teñido para las características finales del zirconio ya que la coloración del zirconio puede afectar el ajuste marginal, la resistencia y la translucidez final del material.



Figura 42 estructuras coloreadas y sinterizadas.



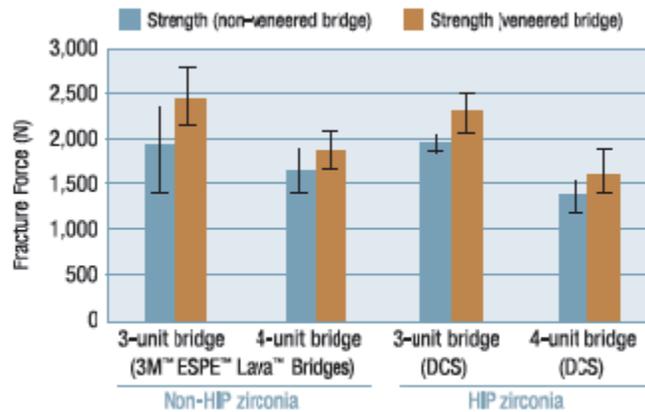
Como se mencionó el zirconio en odontología es químicamente similar pero no es exactamente el mismo, a pesar de que tienen la misma composición química, hay diferencias en la fuerza y transparencia según el tipo de polvo elegido y las condiciones de producción. La literatura menciona que algunas restauraciones elaboradas a base de zirconio pueden tener en el mercado una resistencia de 900 MPa mientras que otros presentan valores de resistencia mayores a los 1100 MPa. Es por estas razones que es esencial elegir el tipo correcto de 3Y-TZP para optimizar sus características de máxima resistencia y translucidez.^{21, 23}

El óxido de zirconio de Lava® utiliza el procedimiento de máquina verde para la mecanización y presinterización del óxido de zirconio y su posterior sinterización. El procedimiento de máquina verde es una alternativa al empleo de herramientas de diamante para la mecanización de componentes cerámicos, el objetivo de este procedimiento es mecanizar el material “en verde”, es decir, sin sinterizar y en consecuencia sin que haya alcanzado sus propiedades de dureza propia; esto supone condiciones muy favorables para posteriormente someterlos al tratamiento de sinterización. Su principal problema radica en que una vez conseguida la forma final “en verde”, el posterior tratamiento de sinterización puede provocar distorsiones geométricas por lo que es necesario realizar un ajuste dimensional. El óxido de zirconio en su forma presinterizada es montado en sistemas CAD/CAM y sinterizado sin presión en un horno entre 1350-1500°C, la forma sinterizada se reduce en aproximadamente un 20% y logra sus características finales.²⁶

Estudios demuestran que el óxido de zirconio obtenido mediante HIP no tiene ninguna ventaja frente al óxido de zirconio no HIP (o de máquina verde como en el caso del sistema Lava®). Se debe recordar que la composición química entre el zirconio HIP y no HIP es exactamente la misma y el HIP por si solo es un proceso de sinterización no un material (gráfica 6) (el óxido de zirconio obtenido mediante HIP no es un material muy especial, mediante



este proceso gana un 20% más de fuerza que se ve contrarrestado por el hecho de la inducción de grandes cantidades de defectos superficiales y estructurales del zirconio causados por las fresas de diamante).^{6, 23}



In vitro study from Dr. J. Tinschert, University of Aachen

Gráfica 6 resistencia de PPF elaboradas mediante el proceso HIP y no HIP (Lava®).

Con el óxido de zirconio Lava® obtenido mediante el procedimiento máquina verde y presinterizado de las estructuras de zirconio se tiene una alta resistencia, estudios demuestran que después de su evaluación clínica en 3 años en 30 prótesis fijas ninguna mostró fracturas en su estructura y solo una mostró un ligero desgaste en la porcelana de recubrimiento y en 5 años en 21 prótesis fijas de ese mismo estudio ninguna presentó fracturas y solo 5 un ligero desgaste en la porcelana de recubrimiento pero que no requería de un tratamiento de reemplazo o reparación.²³

3.2.1 Óxido de Zirconio Lava® para implantes

Una de las indicaciones del sistema Lava® involucra el uso del óxido de zirconio Lava® para la fabricación de pilares totalmente cerámicos con un diseño individualizado, esto gracias al escáner de Lava® (Lava® Scan ST)



pues se dispone de un control total para poder diseñar correctamente el pilar. Pese a que esta indicación es relativamente nueva dentro de la plataforma de Lava®, los resultados han demostrado mediante pruebas *in vitro* la resistencia necesaria para tener un correcto funcionamiento clínico. Las pruebas consistieron en unir muestras de pilares para implantes de óxido de zirconio a bases de titanio mediante el cemento de resina RelyX Unicem® de 3M ESPE y someter las muestras a pruebas de resistencia a la flexión, fatiga dinámica y resistencia a la tracción. Los resultados obtenidos demuestran que las restauraciones y sus uniones adhesivas ofrecen la resistencia adecuada para poder realizar tratamientos con seguridad (figura 43).

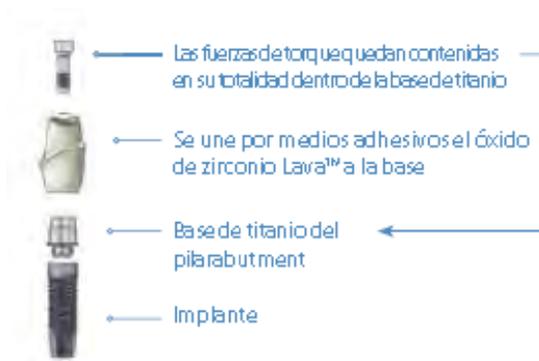
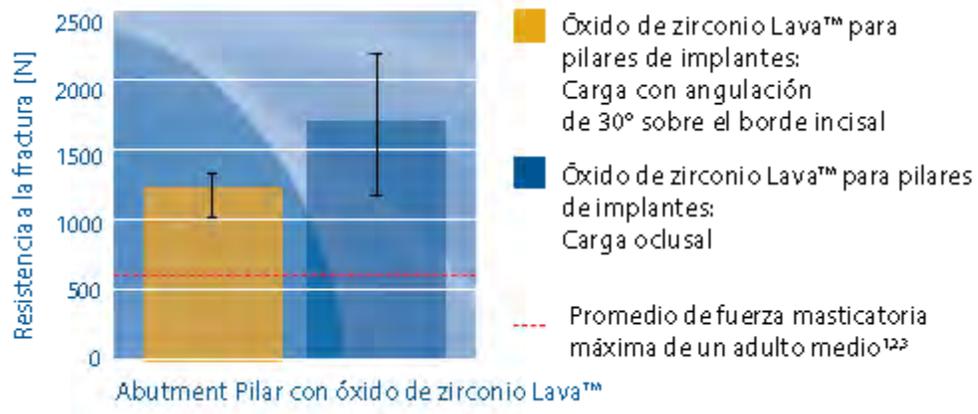


Figura 43 diseño de pilares con óxido de zirconio Lava® para implantes.

Mediante la prueba de resistencia a la flexión se demuestra que el pilar es lo suficientemente fuerte como resistir las cargas masticatorias efectuadas en la boca, la literatura menciona que las fuerzas de masticación ejercidas por un hombre adulto ascienden a los 550-600N en estudios realizados *in vivo* y en ese estudio se intenta demostrar la fuerza máxima de flexión inicial que inducirá el fracaso del pilar. El estudio se realizó aplicando una fuerza con una angulación de 30° para corroborar su correcta aplicación sobre dientes anteriores así como también en condiciones de carga oclusal normal, el resultado arrojó que los pilares para implantes de óxido de zirconio Lava®



superan por mucho las cargas masticatorias generadas *in vivo* tanto en una angulación de 30° como en condiciones de carga oclusal normal (gráfica 7).



Gráfica 7 valores de resistencia a la flexión del óxido de zirconio Lava® para pilares de implantes.

La prueba de fatiga dinámica simula el ciclo masticatorio dentro de boca para corroborar la resistencia y estabilidad a largo plazo del pilar. La literatura reporta que 5 millones de ciclos son equivalentes a 10 años de la restauración en boca. Los resultados obtenidos en este estudio demuestran que, después de 2 millones de ciclos a una fuerza constante de 200N, el pilar de óxido de zirconio continuaba intacto y el implante de titanio fracasó antes que el pilar lo que quiere decir que el pilar de óxido de titanio Lava® puede resistir presiones muy por encima de la fuerza masticatoria media de 130N (figura 44).



Figura 44 en las pruebas de fatiga dinámica, el implante de titanio fracasó antes que la unión cementada entre el óxido de zirconio Lava® y el titanio.



La última prueba realizada fue referente a la tracción, esta prueba mide la fuerza necesaria para separar el pilar de óxido de zirconio del implante de titanio simulando las fuerzas que se generan en la boca, por ejemplo al ingerir alimentos o dulces pegajosos. Se aplica una fuerza de tracción al pilar del implante y se mide el nivel en el que fracasa el cemento, dando como resultados que los pilares para implantes fabricados con óxido de zirconio Lava® adheridos a distintos bases de titanio, después de un proceso de esterilización y pruebas de fatiga dinámica, resisten a las fuerzas de tracción significativamente elevadas.

De forma general se puede decir que los pilares de óxido de zirconio Lava® ofrecen, mediante estudios *in vitro* pero con la necesidad de completar más pruebas y evaluaciones, una gran confiabilidad para utilizarse ya que poseen una resistencia superior y resistencia las fuerzas de tracción a las generadas de forma natural en la boca y durante la masticación.^{6, 11, 19.}



CAPÍTULO IV. EJEMPLO DE UN CASO CLÍNICO.

El siguiente caso clínico es elaborado por Pablo Gómez Coqolludos, colaborador honorífico en el Departamento de Prótesis Bucofacial en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid; por María Jesús Suárez, vicerrectora y profesora titular en el Departamento de Prótesis Bucofacial en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid; por Jesús Peláez, colaborador honorífico en el Departamento de Prótesis Bucofacial en la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid y por José Francisco López Lozano, catedrático y director del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. Este artículo se encuentra contenido en la Revista Internacional de Prótesis Estomatológica, volumen 10, número 1, año 2008.

El objetivo del trabajo fue la presentación de un caso clínico, en el que se analiza el proceso de confección así como la sistemática clínica en la elaboración de puentes posteriores con el nuevo sistema de óxido de zirconio de Lava® de 3M ESPE.

4.1 Procedimiento clínico y de laboratorio

El caso clínico consistió en una paciente que presentaba tinción por tetraciclinas y ausencia de los órganos dentarios 16 y 26 (figura 45). Se realizó la historia clínica, la exploración y las pruebas complementarias; los dientes adyacentes al espacio edéntulo no presentaban malposiciones, los dientes pilares se encontraban íntegros y los dientes antagonistas no presentaban extrusión, conservando la dimensión vertical. Al examen radiográfico no se observaron alteraciones de los dientes pilares. La paciente presentaba una correcta higiene oral y no presentaba enfermedad

periodontal activa ni presentaba parafunciones. Se seleccionó para la confección de las restauraciones el sistema Lava® y la paciente fue incluida en un protocolo experimental de investigación y se contó previamente a la confección de las restauraciones con su consentimiento informado.



Figura 45a estado inicial de la paciente vista oclusal. Figura 45b vista lateral izquierda. Figura 45c vista lateral derecha.

Para la preparación de los dientes pilares se siguieron las mismas pautas que se emplean habitualmente en preparaciones para restauraciones metal-cerámica (figura 46), aunque existen ciertas particularidades como la profundidad del tallado que debe ser la misma en todo el contorno de la preparación, siendo en este caso de 1mm y la reducción oclusal de 2mm de espesor, como se mencionó anteriormente no se deben dejar ángulos afilados ni aristas en el contorno. La línea de terminación seleccionada fue el chaflán, tras la preparación de los dientes pilares se procedió con la toma de impresiones mediante silicona por adición (Express Penta Putty® de 3M ESPE) acorde con la técnica convencional de doble impresión (figura 47).¹¹ Posterior a la toma de impresiones se colocaron las restauraciones provisionales. En cuanto a la toma de color se utilizaron colores de esmalte y

dentina individualizados debido a la tinción por tetraciclinas que presentaba la paciente. Para ayudar al técnico con el caracterizado de las restauraciones se tomaron diversas fotografías de los dientes adyacentes y pilares así como de la arcada antagonista. Las impresiones fueron vaciadas con yeso tipo IV (FujiRock® GC) y se procedió al montaje de los modelos en un articulador semiajustable para la confección de las restauraciones en el laboratorio (figura 48).^{10, 18}



Figura 46 aspecto de la preparación de los dientes pilares.



Figura 47 toma de impresión con silicona por adición.



Figura 48 preparación de los modelos para laboratorio, corridos con yeso IV, dividido cada uno de los dientes a tratar en el modelo con segueta, colocación en articulador semiajustable, las zonas de retención deben ser bloqueadas con cera sin interferir en la preparación.



Los procedimientos de laboratorio se llevaron a cabo por un técnico de laboratorio autorizado por el fabricante, quien realizó las prótesis parciales fijas a partir de los modelos de trabajo y hasta la finalización de su construcción de acuerdo a las instrucciones del fabricante previamente descritas.

Se debe recordar que el sistema Lava® consta de dos tipos de porcelanas, el óxido de zirconio Lava® que es un material cerámico de alta tecnología caracterizado por su estabilidad y biocompatibilidad; y su presentación es en bloques presinterizados. La porcelana de recubrimiento se aplica directamente sin necesidad de un sistema de adhesión ni opacador.

El técnico de laboratorio deberá preparar adecuadamente los modelos realizando el seguetado con muñones desmontables y colocando una capa de barniz que tendrá dos funciones, servir como separador y evitar brillos que puedan impedir la lectura de los muñones por parte del escáner.

El modelo será colocado en el escáner Lava® Scan ST conectado a una PC que contiene el software del sistema Lava® y mediante un escaneado óptico (triangulación de luz blanca) (figura 49) se digitalizarán los dientes pilares previamente tallados, la cresta alveolar edéntula y permitirá un registro oclusal orientativo (figura 50).



Figura 49 escaneo del modelo en el escáner de Lava®.

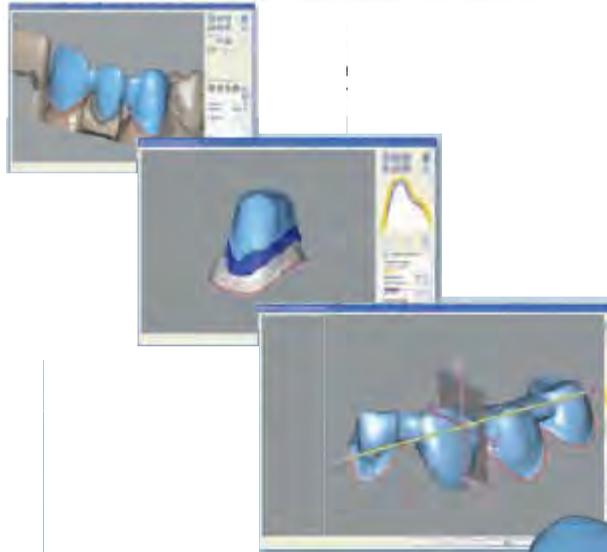


Figura 50 digitalización de los dientes pilares y diseño mediante software.

La restauración se diseña teniendo en cuenta que debe existir un grosor de pared de mínimo 0.5mm y realizando unos cortes transversales definidos de los conectores (puente de 3 o 4 unidades: 9mm^2 o $9/12/9\text{mm}^2$) (figura 51). A continuación, la máquina de Fresado controlada por ordenador fabrica la subestructura de tamaño magnificado a partir de un bloque de óxido de zirconio presinterizado (figura 52). Esta estructura compensa la contracción, conocida de forma exacta, que el bloque de óxido de zirconio sufrirá durante el proceso de sinterizado posterior.

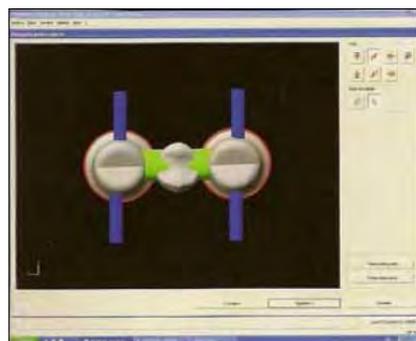


Figura 51 diseño de la estructura.

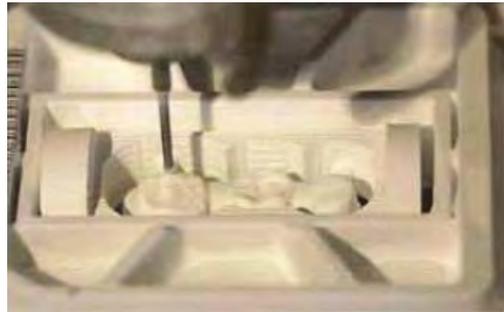


Figura 52 fresado de la estructura.

Una vez finalizado el proceso de elaboración de las restauraciones en el laboratorio, fueron enviadas al clínico quien procedió a realizar las comprobaciones pertinentes antes de realizar el cementado definitivo (figura 53), se comprobó el ajuste marginal, la oclusión, los puntos de contacto interproximales, el contacto de los póncticos con la fibromucosa, oclusión y estética (en la forma y en el color) (figura 54).



Figura 53 modelo segmentado con muñones desmontables y las cofias de óxido de zirconio.



Figura 54 prueba de la estructura interna de la PPF en boca.

Una de las características especiales del sistema Lava® es que permite colorear la subestructura de óxido de zirconio con 7 tonos diferentes, de acuerdo con el sistema de color de Vita® Classic.

Durante el proceso de sinterización, la subestructura de óxido de zirconio fresada se contrae hasta el tamaño original del diente tallado y es ahora cuando está en condiciones de ser revestido con la cerámica de recubrimiento de Lava® (figura 55).



Figura 55 estructura interna y coloreada de la subestructura de óxido de zirconio (inferior) y recubierta con la cerámica de recubrimiento Lava® (superior).



Una vez obtenidas las subestructuras de las restauraciones y antes de colocar la cerámica de recubrimiento, se procede a realizar la prueba clínica de las mismas (figura 56). En esa fase se comprueba el ajuste marginal, el ajuste de la estructura, el espacio protésico para la cerámica de recubrimientos y el grosor y forma de los púnticos.



Figura 56 prueba de la estructura.

Una vez comprobado que las subestructuras son correctas, se remiten de nuevo al laboratorio, donde se aplica la cerámica de recubrimiento de Lava®, diseñada especialmente para ser usada en combinación con la subestructura de Lava® y mediante la técnica convencional de capas se procede a la terminación de las restauraciones (figura 57).

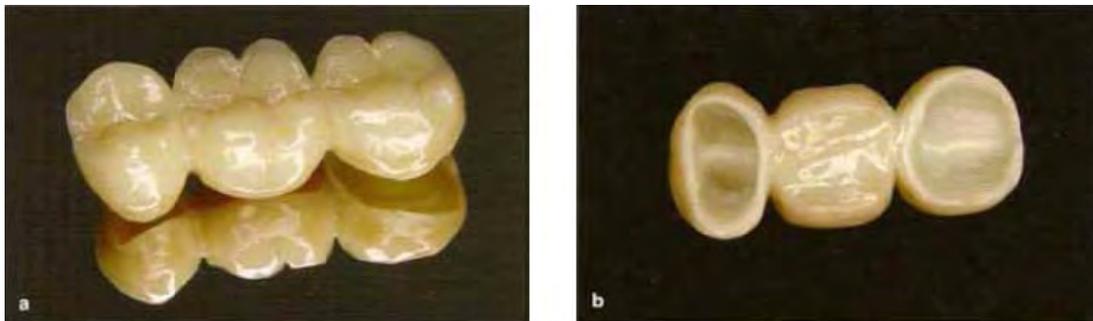


Figura 57a estructura terminada vista oclusal. Figura 57b vista cervical.

El cementado fue realizado mediante la aplicación con un pincel, sobre las paredes axiales, con un cemento de resina autoadhesivo dual (RelyX Unicem® de 3M ESPE), una vez que polimerizó el agente cementante se retiraron los excesos y se procedió a comprobar de nuevo la oclusión (figura 58).

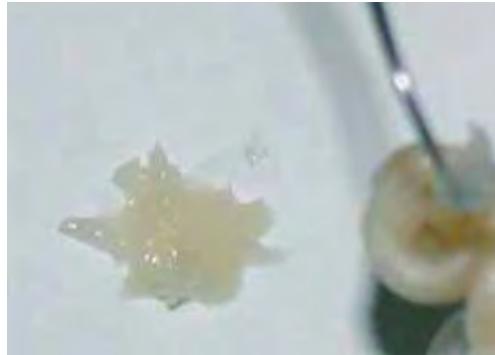


Figura 58 preparación del cemento RelyX Unicem®.

El sellado marginal fue evaluado clínicamente y fue satisfactorio, al igual que la estética (Figura 59). La paciente quedó conforme con sus restauraciones y finalmente se explicó a la paciente las técnicas de higiene y el programa de revisiones que debería cumplir.



Figura 59 prótesis dentales parciales fijas cementadas.



CONCLUSIONES

- El sistema Lava® fue descrito en cada una de sus partes que lo conforman, así como también en aspectos de relevancia que nos llevan a poder garantizar su utilización como sistema empleado en la elaboración de restauraciones dentales estéticas totalmente cerámicas.
- Gracias a su excelente resistencia y alta estética las restauraciones elaboradas con el sistema Lava® pueden ser empleadas en una gran gama de indicaciones.
- No se corre riesgo de no adherencia entre de la estructura de óxido de zirconio con la cerámica de recubrimiento gracias a aspectos de diseño y un coeficiente de expansión térmico lineal similar.
- El ajuste marginal del sistema Lava® es de los mejores en comparación con otros sistemas de diseño CAD/CAM y con estructuras de óxido de zirconio.
- Los sistemas de diseño Lava® Scan ST, el sistema de Fresado Lava® CNC 500®, el Horno Lava® Furnace 200® y la cerámica de Recubrimiento Lava® son sistemas que ayudan a optimizar en tiempo, calidad y manejo el proceso de elaboración de restauraciones dentales totalmente cerámicas.



REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Anónimo. Introducción al CAD/CAM. Universidad Nacional de Colombia.<www.virtual.unal.edu.co/.../INTRODUCCION%20AL%20CAD-CAM/01%20Introduccion%20CAD%20CAM.pdf>
2. Anónimo. La automatización del diseño: Manufactura asistida por Computadora (CAM). Maquinarias Felco.<cadcam.com.ve/Manuales%20Generales/cadcam.pdf>
3. Arabe Katrina C. CAD/CAM: Past, Present and Future. Industry Market Trends.<http://news.thomasnet.com/IMT/archives/2001/02/cadcam_pa_st_pre.html>
4. Zamora Valentino. Prótesis combinada en implantología. 1ª ed. Venezuela: Actualidades Médico Odontológicas Latinoamérica.2010
5. Miyazaki Takashi, Hotta Yasuhiro, Kunii Jun, et al. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dental Materials Journal.2009; 28: 44-56.
6. Anónimo. Lava All-Ceramic System. 3M ESPE México. <http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtlxf6o8T_EVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=lava_tp_en.pdf>
7. Klim James, DDS, FAGD, FADFE, Corrales Edward B. Innovation in Dentistry: CAD/CAM restorative Procedures. IneedCE.com. <<http://www.ineedce.com/courses/1586/PDF/InnovationCAD.pdf>>
8. Anónimo. Sistema CEREC. www.odontosalud.com. <http://www.odontosalud.com/web/tecnologia_detalle.php?id=28>
9. Elaboración de una prótesis fijas por medio del sistema. Tesina
10. Escobar Marín Nicolás. Rehabilitación protésica completa mediante el uso de coronas y puentes en óxido de zirconio. Espertise Revista España. 2007;11: 2-6.
11. Anónimo. 3M ESPE México: soluciones de precisión Lava. <<http://www.3m.com/cms/mx/es/2-21/kFuuuFZ/view.html>>



12. Chiche Gerard, Pinault Alain. Prótesis fijas estética en dientes anteriores. Barcelona: México: Masson. 1998
13. PROCERA una opción más en restauraciones cerámicas libres de metal. Tesina.
14. Caso clínico: prótesis parcial fija con el sistema. Tesina.
15. Rosentiel Stephen F., Land Martin F., et al. Prótesis fija contemporánea. 4ª ed. Barcelona: España: Elsevier. 2006
16. Rodríguez Sebastian, Soci David, et al. Sistema Lava. Procedimiento clínico. DENTUM 2004; 4(4): 124-129.
17. Anónimo. Handling and Prep Made Easy. 3M ESPE.
<<http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?66666UuZjcFSLXTt mxMcL8T2EVuQEcuZgVs6EVs6E666666-->>>
18. Romeral Bautista Pablo Díaz, Soto López Enrique, et al. Restauraciones cerámicas de óxido de zirconio [Sistema Lava de 3M-ESPE]: a propósito de un caso. Maxillaris, junio 2008: 162-178.
19. Schwenzer N., Baltzer A., et al. Óxido de zirconio Lava para pilares de implantes. PROCAD. Diseño dental S.L.
<<http://www.procaddental.com/Procad-Noticias/archivos/6.pdf>>
20. Barcelo Santana, Federico Humberto, Palma Calero. Materiales dentales: conocimientos básicos aplicados. 3ª ed. México, D.F.:Trillas. 2008.
21. Anónimo. Lava All-Ceramic System for Lava Crowns and Bridges. A collection of scientific results. 3M ESPE.
<http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSu7zK1fslxtUMY_xnY_9ev7qe17zHvTSevTSeSSSSSS--&fn=lava_sci_facts.pdf>
22. Fernández Villar Sandra, Chávez Michel, Giner Lluís, Cortada Miquel. Lava System. Un nuevo tipo de prótesis mecanizada libre de metal. Procedimientos de laboratorio. DENTUM 2004; 4(4): 118-123.



23. Anónimo. Espertise. Scientific Facts. Lava. Zirconia. 3M ESPE.
<http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UuZjcFSLXTtmxMtoxtEVuQEcuZgVs6EVs6E666666--&fn=lava_zirc_sci_facts.pdf>
24. Anónimo. Wikipedia. <www.wikipedia.com>
25. Anónimo. ZrO₂: Óxido de zirconio, Circonia, Circonita. ZrO₂. Óxido de zirconio. < <http://oxidodecirconio.blogspot.com/>>
26. Gutiérrez Manuel, Murua Olatz, Amado R., Guraya C., Sánchez J.A. El mecanizado de materiales extraduros. Euskonews & Media.
<<http://www.euskonews.com/0360zbnk/gaia36004es.html>>
27. Anónimo. Ajuste marginal en coronas y puentes Lava. 3M ESPE.
<<http://multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?6666660Zjcf6IVs6EVs66sZUSCOrrrrQ->>>
28. Anónimo. Lava Scant ST Desing System. The new world of integration. 3M ESPE.
<http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSu7zK1fslxtUn8mBNx_Sev7qe17zHvTSevTSeSSSSSS--&fn=lava_scan_st_brochure.pdf>