



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

**ESCUELA NACIONAL DE ESTUDIOS SUPERIORES
UNIDAD LEÓN**

**TÍTULO:
EVALUACIÓN DE LA ADHESIÓN DE CARILLAS
OCLUSALES DE DISILICATO DE LITIO (ESTUDIO IN
VITRO).**

FORMA DE TITULACIÓN: TESIS

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:
LICENCIADO EN ODONTOLOGÍA**

P R E S E N T A:

BETZABETH ROXETTE GONZÁLEZ FLORES.

TUTOR: MTRO. ROGELIO DANO VAN VENEGAS LANCÓN.

**ASESOR: DR. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO.
MTRO. JORGE GUERRERO IBARRA.**



LEÓN, GUANAJUATO. MARZO DE 2018.



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), por su gran generosidad y apoyo a toda la comunidad estudiantil.

A la Escuela Nacional de Estudios Superiores UNAM unidad León por permitirme ser parte de ella y poder cumplir esta meta. A todas las personas que pertenecen a este gran Proyecto que es la ENES UNAM León y la hacen funcionar día con día para podernos brindar atención, instalaciones y educación de excelencia.

Agradecemos al Programa de Apoyo a Proyectos para la Innovación y Mejoramiento de la Enseñanza (PAPIME PE200717) por el financiamiento otorgado para la realización de este proyecto.

Gracias a todos los académicos de las licenciatura en odontología de la ENES UNAM León por su gran preocupación y dedicación para formar profesionales con bases sólidas e innovadoras, por enseñarnos a desarrollar habilidades intelectuales, clínicas, de destreza, y sobre todo porque el punto más importante es enseñarnos actitudes y valores de calidad, ética y humanismo.

Al Maestro Danovan Venegas Lancón, por ser un excelente profesor con grandes valores y ética, por aceptarme en el programa de servicio social en el Laboratorio de Prótesis Bucal Avanzada, por su paciencia al ser mi tutor de tesis y ayudarme a realizar esta investigación.

A mis profesores de la ENES UNAM unidad León, Trilce Melanie Vigilio, Silvia Hernández, Paola Campos, que desinteresadamente siempre estuvieron preocupados para que nuestro aprendizaje fuera el mejor, y aunque ellos destacaron entre los doctores más duros y exigentes, fueron los que marcaron nuestro intelecto, pues sus consejos y enseñanzas jamás se olvidarán.

Al Dr. Víctor Moreno Maldonado y a los técnicos dentales Alain y Ricardo, por ayudarme a realizar las carillas oclusales en el Laboratorio Interdisciplinario No. 2 “Honorato Villa y Acosta” de la Facultad de Odontología, UNAM Campus C.U.

Al Dr. Carlos Andrés Álvarez Gayosso y al Mtro. Jorge Guerrero Ibarra del Laboratorio de Biomateriales Dentales, División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología UNAM Campus C.U. por ayudarme y permitirme utilizar las instalaciones para la prueba de resistencia de las carillas oclusales.

A la Técnico Dental Carolina Díaz del Laboratorio de Prótesis Bucal Avanzada de la ENES UNAM unidad León, por enseñarme y ayudarme en la elaboración de las carillas oclusales de disilicato de litio.

A mi compañero Christian Zavala por su excelente trabajo en la toma de fotografías y video de esta investigación.

A mi papá Dr. Ismael González Conde, por ser tan trabajador y esforzarse tanto para que pudiera cumplir este sueño. Por ser mí ejemplo de vida a seguir, por ayudarme emocionalmente, intelectualmente y económicamente para que nada me faltara durante este camino y hacer que nada me fuera difícil, todo por lograr llegar a la meta.

A mi mamá Maribel Flores Ramírez, por estar conmigo siempre, darme consejos, motivarme para seguir adelante, ayudarme y guiar a toda la familia. Por su gran trabajo como madre, su tolerancia, amor, comprensión y por ser una mujer con tanta fuerza.

Gracias a mis hermanas y abuelos, por apoyarme, confiar en mí, ser mis pacientes y acompañarme.

A todas las personas que fueron mis pacientes y confiaron en mí a la hora de entrar a clínicas. Gracias, pues sin ellos mis habilidades jamás hubieran sido las de ahora.

Dedicatoria

Dedico este gran proyecto principalmente a toda mi familia, formada por mis hermanas Mariela y Cynthia, mi sobrino Emiliano y mis padres, Maribel e Ismael. Es lo mejor que puedo tener, porque en ellos encontré todo el apoyo incondicional, la comprensión, compañía, cariño y amor que necesité para lograr esto, pues sin ellos jamás lo hubiera hecho posible, son una pieza esencial en mi vida.

Para mis abuelos Gloria y José por acompañarme y estar conmigo cuando lo necesite. A mis tíos, primos, amigos y todas las personas que confiaron en mí, me motivaron, enseñaron y aconsejaron. Para todos aquellos que jamás dudaron en que lo lograría, los que siguen aquí ayudándome a seguir adelante.

ÍNDICE

RESUMEN	1
ABSTRACT	2
INTRODUCCIÓN	3
1. MARCO TEÓRICO	4
1.1. Lesiones dentales no cariosas o desgaste dental	4
1.2. Dimensión Vertical (disminución y restablecimiento).....	9
1.2.1. Dimensión Vertical	9
1.2.2. Dimensión Vertical Fonética	9
1.2.3. Dimensión Vertical en Descanso	9
1.2.4. Posición Fisiológica de Descanso.....	10
1.2.5. Dimensión Vertical en Oclusión (DVO).....	10
1.2.6. Disminución de la dimensión vertical en oclusión.....	10
1.2.7. Restablecimiento de la dimensión vertical	12
1.2.8. Métodos de incremento.....	12
1.2.9. Consideraciones clínicas extraorales	14
1.2.10. Consideraciones clínicas intraorales.....	15
1.3. Propiedades y aplicaciones clínicas de materiales de restauración (disilicato de litio, dióxido de zirconio, aleación metálica y cerámica de recubrimiento para metal).....	16
1.3.1. Metales y aleaciones.....	16
1.3.1.1 Propiedades físicas de los metales	17
1.3.1.2 Propiedades químicas de los metales	18
1.3.1.3 Aleaciones dentales vaciadas	19
1.3.1.4 Propiedades deseables de las aleaciones vaciadas	19
1.3.1.5 Metales nobles utilizados en las aleaciones.....	22
1.3.1.6 Metales base utilizados en las aleaciones.....	24
1.3.1.7 Biocompatibilidad.....	25
1.3.1.8 Clasificación de las aleaciones dentales vaciadas.....	26
1.3.2. Cerámicas dentales.....	29
1.3.2.1 Calcificación de las cerámicas	30
1.3.2.2 Método de fabricación de la cerámica.....	34

1.3.2.2.1. Técnica por estratificación.....	34
1.3.2.2.2. Prensada por calor	35
1.3.2.2.3. Cerámicas infiltradas.....	35
1.3.2.2.4 Fresado	35
1.4. Adhesión	36
1.4.1. Medios y formas de adhesión.....	37
1.4.1.1. Física.....	37
1.4.1.2. Adhesión química o específica.....	42
1.4.2. Factores que favorecen la adhesión.....	43
1.4.2.1. Dependientes de las superficies	43
1.4.2.2. Dependientes del adhesivo	44
1.4.2.3. Dependientes del biomaterial.....	45
1.5. Propiedades de la superficie o el substrato	45
1.5.1. Energía superficial.....	46
1.5.2. Tensión superficial.....	46
1.5.3. Humectabilidad	48
1.6. Carillas	49
1.6.1. Indicaciones y contraindicaciones.....	49
1.6.2. Ventajas y desventajas	50
1.6.3. Clasificación de las carillas según la técnica	50
1.6.4. Diagnóstico y plan de tratamiento.....	51
1.6.5. Encerado de estudio y provisionales	52
1.6.6. Preparación	52
1.6.7. Elección de color.....	54
1.6.8. Toma de impresión.....	55
1.6.9. Fabricación de las carillas	56
1.6.10. Cementación.....	57
1.7. Topes oclusales (table tops) (tipo de preparación, requisitos para su aplicación, cementación.....	59
1.7.1. Indicaciones y contraindicaciones.....	59
1.7.2. Ventajas y desventajas.....	62
1.7.3. Preparación para las carillas oclusales.	63
1.8. Sistema de elaboración de restauraciones (CAD-CAM).....	67
1.8.1. Digitalización.....	67

1.8.2.	Programa de diseño.....	69
1.8.3.	Equipo de maquinado	69
1.8.4.	Producción CAD-CAM.....	70
1.8.5.	Variables del maquinado	72
1.8.6.	Materiales cerámicos para maquinado.....	73
1.8.7.	Sistemas CAD-CAM.....	83
2.	ANTECEDENTES.....	91
3.1.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	95
3.2.	JUSTIFICACIÓN.....	96
3.3.	HIPÓTESIS.....	97
3.4.	OBJETIVO GENERAL.....	97
3.5.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	97
3.6.	DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN.....	98
3.6.1.	Tipo de estudio	98
3.6.2.	Variables dependientes (tabla 9).....	98
3.6.3.	Variables independientes (TABLA 10)	98
3.6.4.	Tamaño de la muestra.....	98
3.6.5.	Criterios de inclusión	99
3.6.6.	Criterios de exclusión	99
3.6.7.	Criterios de eliminación	99
4.	MÉTODO DE PRUEBAS.....	104
4.1.	Recolección y acondicionamiento de dientes naturales.....	104
4.1.1.	Material e instrumental	104
4.1.2.	Método	104
4.2.	Preparación de dientes (tallado dental).....	106
4.2.1.	Material e instrumental	106
4.2.2.	Método de tallado para simulación de desgaste fisiológico.....	106
4.2.3.	Método de tallado para simulación de desgaste fisiológico con chaflán 107	
4.3.	Elaboración de restauraciones (topes oclusales).....	108
4.3.1.	Material, instrumental y equipo (CAD-CAM).....	108
4.3.2.	Diseño digital y fresado en cera de las restauraciones	109
4.3.3.	Material, instrumental y equipo (Prensado de cerámica)	113
4.3.4.	Revestimiento de las restauraciones	113

4.3.5.	Prensado de las restauraciones	116
4.3.6.	Maquillaje de las restauraciones	120
4.4.	Cementación de las Restauraciones.....	123
4.4.1.	Material e instrumental	123
4.4.2.	Acondicionamiento del diente para la cementación adhesiva	123
4.4.2.1.	Esmalte.....	123
4.4.2.2.	Dentina	124
4.4.3.	Acondicionamiento de la cerámica	125
4.4.3.1.	Grabado	125
4.4.3.2.	Silanización	127
4.4.3.3.	Cementación	128
4.4.3.4.	Envejecimiento Acelerado	129
3.1.	PRUEBAS DE LABORATORIO	130
3.1.1.	Resistencia al desprendimiento	130
3.1.2.	Índice ARI	140
3.1.3.	Área de residuos	141
4.	RESULTADOS	144
4.1.	Resistencia al desprendimiento.....	144
4.2.	Índice ARI.....	145
4.3.	Área de residuos.	147
5.	DISCUSIÓN	149
6.	CONCLUSIONES	154
7.	REFERENCIAS	155

RESUMEN

Objetivo: El propósito de esta investigación fue evaluar y comparar la resistencia adhesiva a la compresión de las carillas oclusales de disilicato de litio con dos diferentes preparaciones; simulación de desgaste fisiológico y terminación en chaflán.

Materiales y métodos: Las pruebas se realizaron en 30 molares posteriores humanos extraídos, sanos, con caries grado I, a los cuales se les realizó profilaxis y se mantuvieron en agua en refrigeración a 4 grados. Los dientes fueron colocados cada uno en un cilindro de PVC con una mezcla de acrílico, dejando expuestos 3 mm de la unión amelocementaria. Se formaron dos grupos (n=15) seleccionados al azar. Ambos grupos fueron sometidos a una preparación en la superficie oclusal hasta exponer la dentina, que simularía desgaste fisiológico. El grupo 1 mantuvo la simulación de desgaste fisiológico, mientras que al grupo 2 se le realizó una preparación con terminación chaflán, desgastando nuevamente la cara oclusal aproximadamente 1mm y las caras mesiales, distal e interproximales de 1 a 1.5 mm. Se tomó impresión a cada diente de ambos grupos, para posteriormente obtener datos de trabajo, los cuales se escanearon uno a uno en el escáner D700 3Shape® y se diseñaron las restauraciones con el software Dental System 3Shape®. Los diseños de cada restauración se transportaron al software CAM Easyshape Roland® y se fresaron en cera en la máquina DWX-50 Roland DGA Co®. Una vez obtenidas las restauraciones en cera se llevó a cabo el procedimiento IPS e.max press para obtener las restauraciones de disilicato de litio, las cuales fueron ajustadas, maquilladas, cementadas y pulidas en su diente correspondiente. Posteriormente, los dos grupos se sometieron a un ciclo de envejecimiento acelerado y antes de ser sometidos a carga traccional en la máquina Instron se mantuvieron en una incubadora a 37°C durante 24 hrs.

Resultados: En la evaluación de resistencia al desprendimiento con la máquina Instron de cada grupo, se encontró que hay una diferencia significativa del 40% comparando las medidas obtenidas de cada uno de los grupos. Dando como resultado que el grupo 2 (preparación Chaflán) resistió aún más a la fuerza aplicada gracias a la retención mecánica con la que contaban las muestras. En la clasificación de la prueba ARI, los resultados de ambos grupos indicaron que los grupos son totalmente diferentes. El grupo uno presentó menor cantidad de cemento residual, mientras que la mayor cantidad fue mostrada por el grupo dos.

Conclusiones: La preparación con terminación chaflán aumenta la resistencia al desprendimiento combinado con una buena técnica adhesiva.

Palabras clave: Adhesión, disilicato de litio, carillas oclusales, CAD-CAM.

ABSTRACT

Objective: The purpose of this research was to evaluate and buy the adhesive resistance to the compression of clinical lithium disilication veneers with two different preparations; simulation of physiological wears and chamfers termination.

Materials and methods: The tests were performed on 30 human molars removed, healthy, with grade I caries, which were given a prophylaxis and kept in water at 4 degrees temperature. The teeth were each placed in a PVC cylinder with an acrylic mixture, leaving 3 mm exposed from the cement enamel junction to the acrylic. They were formed in two groups (n = 15) selected at random. Both groups underwent a preparation on the occlusal surface until the dentine was exposed, which would simulate physiological wear. Group 1 maintained the simulation of physiological wear, while group 2 was carried out with the following operation, again squandering the occlusal face approximately 1 mm and the mesial, distal and proximal faces from 1 to 1.5 mm. One impression was taken for each tooth of both groups, to obtain later the results were scanned one by one in the D700 Shape® scanner and the restorations were designed with the Dental System Shape® software. The designs of each restoration are transported to CAM EasyShape Roland® software and milled on the DWX-50 Roland DGA Co® machine. Once the restorations were carried out in the IPS e.max press process to obtain the lithium disilicate restorations, which were adjusted, made up, cemented and polished in their corresponding tooth. Subsequently the two groups were kept in an incubator at 37°C for 24 hours and then transported to the traction machine in the Instron machine at 1mm / min.

Results: In the evaluation of wear resistance with the machine. Instron of each group, it was found that there is a significant difference of 40% buying the measures of each of the groups. As a result, group 2 (preparation Chamfer) resisted more to the force applied thanks to the mechanical inheritance with which the samples counted. In the classification of the ARI test, the results of both groups indicated that the groups are totally different. Group one had a smaller amount of residual cement, while the largest amount was shown by group two.

Conclusions: The preparation with chamfer termination increases the resistance to detachment combined with a good adhesive technique.

Key words: Adhesion, lithium disilicate, occlusal veneers, CAD-CAM

INTRODUCCIÓN

Desde siempre se ha sabido que el motivo principal de consulta se debe a la presencia de lesiones cariosas, la cual es una de las enfermedades más comunes de la cavidad bucal y la causa principal de tratamientos invasivos o pérdida de dientes. Sin embargo, en la actualidad el ser humano se ha preocupado más por su aspecto estético ya que es importante el ser aceptado por los demás y así lograr mantener su autoestima (Vailati & Carciofo, 2016). Existen muchos factores que alteran la estética dental, entre ellos están las lesiones no cariosas.

La incidencia de las lesiones dentales no cariosas como la erosión ha ido incrementando particularmente en un rango de 4 – 82% en adultos de 18 a 88 años y de 17.7 - 54.4% en jóvenes adultos de 18 a 32 años (Jaeggi, Grüniger, & Lussi, 2006). El desgaste natural progresivo; especialmente cuando la dentina está involucrada, requiere de seguimiento, preservación y restauración del tejido perdido (Bartlett et al., 2013).

Una primera opción de tratamiento propuesto durante muchos años en estas lesiones, es la restauración con coronas completas. Sin embargo, esta técnica es considerada hoy en día muy invasiva, debido a la macro retención que necesita, la remoción excesiva de tejido dental sano y complicaciones pulpares (Ericson, Hedegård, Wennström, Wennström, & Odont, 1966). La mejora en los materiales y técnicas protésicas han permitido realizar tratamientos restauradores funcionales, estéticos y conservadores. La estética se centra en la cerámica sin metal, la cual nos dará fiabilidad y eficacia.

Esto ha hecho posible una nueva tendencia en la odontología mínimamente invasiva y cerámicas libres de metal, dando como resultado el surgimiento de las carillas oclusales (Cho, Donovan, & Chee, 1998). Es por eso que la siguiente investigación fue realizada con el fin de dar a conocer una nueva alternativa restauradora poco invasiva, sus indicaciones, contraindicaciones, procedimiento técnico, clínico, ventajas, desventajas y variedad de materiales de las carillas oclusales. Todo esto nos ayudará a reestablecer la dimensión vertical, la función y finalmente, la estética. Esto con el fin de no recurrir a rehabilitaciones completas con coronas y así brindar al paciente un mejor tratamiento.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO

1.1. Lesiones dentales no cariosas o desgaste dental

El término de desgaste abarca todos los procesos que dan lugar a una pérdida de estructura dental, puede ser de tipo fisiológico o patológico (Barrancos Mooney & Barrancos Patricio, 2011)(Barrancos Mooney & Barrancos Patricio, 2011).

El desgaste dental puede clasificarse en cinco fenómenos distintos (Mount & Hume, 1999):

I. **Abrasión.** Every (1972) describió la abrasión como el desgaste de la sustancia dental como resultado de la fricción de un material exógeno sobre las superficies (Gandara, DDS, Truelove, & MSD, 1999). El término clínico se refiere a la pérdida patológica de tejido mineralizado, provocado por acciones mecánicas anormales producidas por objetos extraños introducidos en la boca de forma repetida y que contactan con los dientes. Según su etiología el patrón de desgaste puede ser difuso o localizado. El principal factor etiológico es el cepillado excesivo e inadecuado (figura 1).



Figura 1. Abrasión dental.

II. **Atrición.** Desgaste fisiológico de los tejidos duros dentales por el contacto diente/diente, sin interposición de sustancias y elementos extraños, juntos o por separado. Esto ocurre durante el habla o la deglución, el desgaste resultante se produce en caras oclusales y bordes incisales. Pueden existir

diferentes grados de atrición: fisiológico, patológico e inespecífico. Se asocia principalmente en el envejecimiento. Clínicamente se observan facetas de desgaste de aspecto brillante y pulido (figura 2) (Propdental, n.d.).



Figura 2. Atrición dental.

III. **Erosión.** Destrucción gradual de tejido dental mineralizado, por procesos electrolíticos o químicos que no incluyen la acción de microorganismos.

Los ácidos no son producto de la flora bucal sino de la dieta y se pueden clasificar según su origen: extrínseca, intrínseca o idiopática (figura 3) (Barrancos Mooney & Barrancos Patricio, 2011).

Extrínseca: acción de ácidos exógenos, por ejemplo:

- a) Contaminación o aerosoles en el medio ambiente.
- b) Medicamentos de administración oral.
- c) Agua acidificada.
- d) Componentes de la dieta (factor principal).

Intrínseca: La produce la acción de ácido gástrico endógeno, que entra en contacto con la estructura dental durante vómitos, regurgitaciones reflujos repetidos, trastornos alimenticios de origen psicológico como anorexia y bulimia. Enfermedades gastrointestinales como difusiones gástricas, hernias gastrohiales o duodenales, úlceras pépticas, reflujo gastroesofágico, embarazos y alcoholismo. Las lesiones resultantes son redondas y poco profundas. Se produce un hundimiento de la dentina al ser expuesta. En los dientes centrales la dentina se presenta rodeada de esmalte.

Idiopática: Efecto de ácidos desconocidos.

También se pueden clasificar según su severidad (Barrancos Mooney & Barrancos Patricio, 2011):

- Clase I: Lesión superficial con compromiso únicamente adamantino.
- Clase II: Lesión localizada que afecta menos de 1/3 de la superficie y compromete la dentina.
- Clase III: Lesiones generalizadas con más de 1/3 de la superficie que compromete la dentina.



Figura 3. Erosión dental.

IV. **Abfracción.** Lesiones en forma de cuña y afiladas en la unión cemento-esmalte. Puede ser individual o generalizada. Son el resultado de las fuerzas oclusales excéntricas que producen flexión en la pieza dental. Las fuerzas masticatorias o parafuncionales en áreas de oclusión defectuosa expondrían a uno o varios dientes a fuerzas compresivas. Esta fuerza se enfoca en el límite o unión amelo cementaría, en donde provocan fracturas en el esmalte y la dentina (figura 4).



Figura 4. Abfracción dental.

- V. **Bruxismo.** El término bruxismo proviene del francés bruxomanie el cual es utilizado para identificar un problema dental desencadenado por el movimiento mandibular anormal. Se define como un trastorno neurofisiológico de los movimientos mandibulares con o sin sonidos articulares, caracterizado por el apretamiento y rechinar dental durante el día o la noche, que de forma progresiva destruye los tejidos dentales (figura 5) (Grippio, Simring, & Schreiner, 2004). El bruxismo desgasta el esmalte inicialmente, siendo éste el signo más importante de esta patología. El desgaste es más común en dientes anteriores en la dentición natural, contrario a como se observa en pacientes portadores de prótesis totales, en donde el desgaste se encuentra en la región posterior (Grippio et al., 2004; Juan i Ferrer, 2004).



Figura 5. Paciente con bruxismo excéntrico en donde se dañaron los bordes incisales y oclusales generando atrición de grado moderado.

Muchas teorías se han escrito para explicar la aparición del bruxismo y varios factores etiológicos se ha propuesto, entre ellos el estrés, sin embargo, aún no se sabe con exactitud la fisiopatología exacta y sugieren que se debe a múltiples factores involucrados (Addy, 1990; Grippo et al., 2004; Juan i Ferrer, 2004; Proppental, n.d.).

Entre estos se distinguen:

- Factores morfológicos: Se refiere a las alteraciones en la oclusión dental y anomalías articulares y óseas.
- Factores patofisiológicos: Se habla de alteraciones químicas cerebrales.
- Factores psicológicos: Se relacionan con alteraciones psicosomáticas como ansiedad, problemas de personalidad etc.

Así bien, el bruxismo se puede clasificar de dos formas:

- Céntrico: Pacientes apretadores, preferentemente diurnos, en donde se observan áreas de desgaste limitadas a caras oclusales, con poco desgaste dentario pero mayor afección muscular.
- Excéntrico: Normalmente el paciente es apretador y rechinador nocturno. Se puede observar desgaste que sobrepasan las caras oclusales y disminución de la dimensión vertical.

El diagnóstico se puede dar fácilmente por la observación clínica en donde se ve claramente el desgaste de las cúspides de los molares, así como el de los bordes incisales y la punta de los caninos. También se podrán observar lesiones de flexión cerca de él margen gingival, hipersensibilidad, fracturas, restauraciones y movilidad en ausencia de enfermedad periodontal (Addy, 1990; Kielbassa, 2002).

El tratamiento de esta patología dependerá del tiempo que lleva el hábito y el desgaste asociado y puede ser:

- Reversible: control de factores contribuyentes, fármacos y férulas oclusales.
- Irreversible: Ajuste oclusal o rehabilitación oral.

1.2. Dimensión Vertical (disminución y restablecimiento)

1.2.1. Dimensión Vertical

Se define como la distancia entre dos puntos anatómicos seleccionados (punta de la nariz y barbilla), uno punto sobre un miembro fijo y otro sobre uno móvil (Driscoll, Freilich, Guckes, Knoernschild, & McGarry, 2017; Kielbassa, 2002).

Las posiciones más importantes que puede tener la mandíbula en un plano vertical son (figura 6):

1.2.2. Dimensión Vertical Fonética

Distancia entre dos puntos que se obtiene cuando el maxilar superior y la mandíbula están en su proximidad más cercana durante el habla (Driscoll et al., 2017).

1.2.3. Dimensión Vertical en Descanso

Es la distancia medida entre dos puntos seleccionados (mitad de la cara o nariz y barbilla), cuando la barbilla está en posición fisiológica de descanso. Cuando un músculo no se encuentra hipotónico o hipertónico significa que está en reposo. Sin embargo, el músculo se encontrará contraído levemente (tomo muscular) actuando en conjunto con el músculo antagonista relajando, manteniendo una postura y alineando las estructuras óseas (Dawson, 2009).

1.2.4. Posición Fisiológica de Descanso

Es la posición mandibular cuando un individuo se encuentra cómodamente en una posición recta, y los músculos asociados se encuentran en estado contractural mínimo (Dawson, 2009). Esta posición varía según la posición corporal, la emoción, el habla, la relación maxilomandibular, la resorción y después de la pérdida de contacto de los dientes naturales (Atwood, 1956).

1.2.5. Dimensión Vertical en Oclusión (DVO)

Es la distancia media entre dos puntos cuando se tiene una relación intermaxilar que existe cuando se establece la máxima intercuspidad después del cierre máximo mandibular, en el que ambas superficies dentarias (superior e inferior) entran en contacto y la mandíbula está en su posición más craneal (oclusión céntrica). La DVO en pacientes dentados está determinada por la dentición remanente, sin embargo, esta puede verse influenciada por la pérdida de sustancia dental y la disminución de la DVO puede afectar la función normal y la estética del paciente (Pokorny, Wiens, & Litvak, 2008).

1.2.6. Disminución de la dimensión vertical en oclusión

La disminución de la DVO ha sido considerada como un factor etiológico en las alteraciones craneomandibulares, puede ocasionar dolor debido a la compresión del espacio retrodiscal rico en terminaciones nerviosas además de afectar estéticamente al paciente (Driscoll et al., 2017). La disminución se debe a modificaciones en los dientes y su posición, así como a la reabsorción de la cresta alveolar o residual (Pokorny et al., 2008).

Bernhardt realizó un estudio en el cual reportó los factores de riesgo: bruxismo, pérdida de contacto molar, relación anterior incisivos borde a borde (desgaste dental). Los pacientes que se ven afectados por la disminución de DVO requieren

de una rehabilitación completa debido al excesivo desgaste oclusal que presentan y tienen que ser evaluados minuciosamente antes de la restauración final. Abduo describió técnicas para la evaluación de la disminución de la DVO las cuales se mostrarán en la tabla 1 (J Abduo & Lyons, 2012).

Técnica	Descripción	Ventajas
Pre Tratamiento	Observación de modelos y fotografías.	Registro base y medición de la pérdida de la corona clínica.
Medición de altura de los dientes anteriores	Distancia entre los márgenes gingivales de los dientes anteriores superiores e inferiores en oclusión. Una distancia <18mm = Disminución de DVO.	Es relevante en la estética, mide la pérdida de corona clínica, y la severidad de desgaste.
Evaluación radiográfica	Evaluación cefalométrica entre la relación de los maxilares.	Tiene exactitud e indica la relación de los bordes incisales.
Relajación del paciente	Posición fisiológica de descanso.	Se aplica clínicamente. Observa apariencia facial en reposo y el acercamiento de los labios.
Evaluación del aspecto facial	Observar que los tejidos y músculos se encuentren en reposo.	
Evaluación fonética	Pronunciar palabras con: - S: mide el espacio más cercano en el habla. - F: localiza los bordes incisales de los dientes anterosuperiores con relación al labio inferior. - M: ubica la mandíbula en posición de reposo.	Se observa la relación incisal dental y la adaptación del paciente después de la pérdida de tejido dental.

Tabla 1. Técnicas para evaluación de la disminución de la DVO según Abduo.

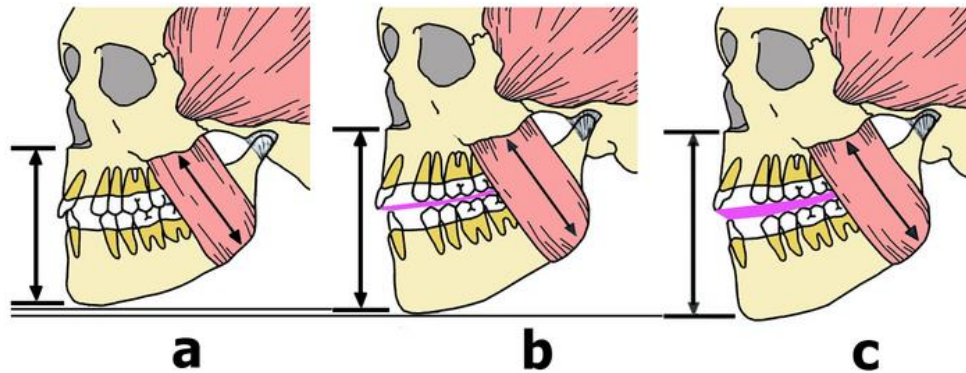


Figura 6. Tipos de dimensión vertical. (a) dimensión vertical en oclusión. (b) Dimensión vertical en reposo. (c) Dimensión vertical en reposo neuromuscular. Línea morada: Espacio libre interoclusal en aumento entre las arcadas dentales de los distintos tipos de dimensión vertical. <https://oclusiondental.wikispaces.com/M10.+Dimensi%C3%B3n+Vertical>

1.2.7. Restablecimiento de la dimensión vertical

La dimensión vertical se restablecerá incrementando la distancia vertical entre el maxilar superior y la mandíbula, esto se realiza modificando los dientes y su posición (Driscoll et al., 2017).

El aumento de la dimensión vertical corrige la relación dental anterior mediante el restablecimiento de la dimensión vertical y horizontal, facilitando el establecimiento de la guía anterior y mejorando la estética (Badel, Kraljević, Pandurić, & Marotti, 2004). También el incremento de la dimensión vertical facilitara la reorganización de la oclusión mediante la eliminación de interferencias, proporcionando un adecuado traslape vertical y horizontal y aliviando la guía anterior exagerada (J Abduo & Lyons, 2012).

1.2.8. Métodos de incremento

- **Método removible con férula oclusal**

La mandíbula se puede reprogramar a través de unos inicial de una férula oclusal, se podrá repositonar el cóndilo en relación céntrica dentro de la fosa mandibular, se obtendrá una estabilidad oclusal y se adaptara la estructura cráneo mandibular.

Así el dolor podrá desaparecer y se podrá obtener una adecuada relación oclusal, la cual servirá para plantear un tratamiento protésico definitivo (Badel et al., 2004). El principal objetivo de la férula oclusal en la odontología restaurativa, es la corrección de la dimensión vertical aceptada por el paciente (Badel et al., 2004). Esta estrategia usualmente produce alivio sintomático, y en la mayoría de los musculo del paciente se adaptaran bien (Moreno-Hay & Okeson, 2015).

Las indicaciones son:

- Movimientos parafuncionales.
- Traumatismo dental.
- No estética.
- Desordenes de la ATM.
- Frecuentes fracturas de dientes y aparatos.
- Disminución de la dimensión vertical.
- Contactos oclusales inaceptables (Wassell, Steele, & Welsh, 1998).

Ventajas

El aumento de la dimensión vertical con prótesis fija es el más adecuado, ya que incrementara la función, aceptación y adaptación del paciente, además se evalúa la estética (Jaafar Abduo, 2012). Los posibles mecanismos de adaptación al incrementar la dimensión vertical podrían ser el alargamiento y relajación de musculo masticatorio, la maduración dentoalveolar o la combinación de ambos. Es por ello que minimizar el aumento de la dimensión vertical es útil para reducir la complejidad general del tratamiento prostodóntico. Raramente está indicado aumentar más de 5mm (J Abduo & Lyons, 2012).

- **Método fijo**

Es un método muy cómodo para el paciente, tiene la ventaja de ser fija en boca limitando la morfología del diente natural, minimizando el volumen con una interferencia reducida con el habla y sobre todo mejorando el confort. Además el método fijo mejorara la aceptación del tratamiento y será más fácil evaluar la estética, fonética y función del paciente (Jaafar Abduo, 2012; J Abduo & Lyons, 2012).

1.2.9. Consideraciones clínicas extraorales

- **Magnitud de la disminución de la dimensión vertical**

El uso del espacio interoclusal es un medio de evaluación (J Abduo & Lyons, 2012), que es la diferencia entre la dimensión vertical cuando a mandíbula está en reposo y en oclusión (Driscoll et al., 2017). La intención de medir el espacio interoclusal, es determinar cuánto aumentar la dimensión vertical (J Abduo & Lyons, 2012). Un espacio interoclusal de 2 mm ha sido sugerido como el espacio fisiológico y por consiguiente un valor mayor indica que la dimensión vertical puede ser incrementada (Pokorny et al., 2008).

- **Perfil facial y estético**

El examen frontal y lateral de paciente, permiten la identificación de los puntos u las líneas de referencia que son imprescindibles en la rehabilitación estética (Fradeani, 2004).

Y los determinantes son el perfil sagital, la apariencia de os tejidos faciales, la morfología de los labios y los dientes que expone (J Abduo & Lyons, 2012).

Aunque la disminución de la dimensión vertical puede conducir a cambios en el perfil sagital y el aspecto de los tejidos faciales, no hay evidencia de que el aumento pueda revertir los cambios morfológicos en la cara (figura 7) (J Abduo & Lyons, 2012).

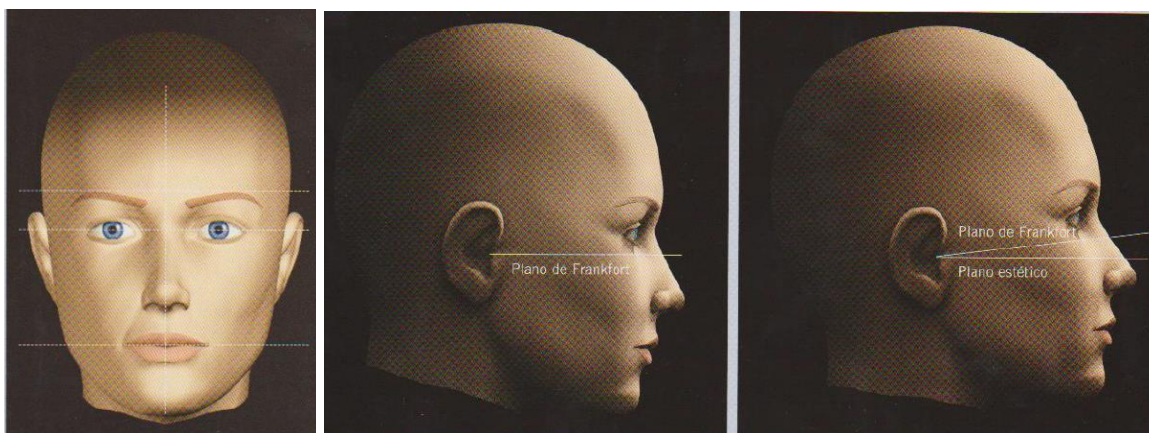


Figura 7. Análisis facial frontal y lateral (Fradeani, 2004).

- **Estado de salud de la ATM**

Es importante evaluar inicialmente el estado de la ATM antes de cualquier intervención terapéutica. Los factores a evaluar son: dolor muscular, movimientos mandibulares y sonidos de la ATM.

El aumento de la dimensión vertical no eliminara los signos y síntomas de la ATM y la adaptación del paciente podría enmascarar el malestar existente. Por lo tanto el aumento de la dimensión vertical debe tratarse con precaución (J Abduo & Lyons, 2012).

1.2.10. Consideraciones clínicas intraorales

Las principales consideraciones intraorales son:

- La estructura dental remanente.

En la disminución vertical la estructura remanente es limitada, pues es necesaria para una adecuada retención y resistencia para la restauración. Para evitar comprometer la altura de la preparación, se debe considerar el aumento de la dimensión vertical para proporcionar suficiente espacio para acomodar el material restaurador.

- Oclusión.

La pérdida de soporte de los dientes posteriores, han sido citada como la principal causa de la pérdida de la dimensión vertical en individuos dentados (Pokorny et al., 2008). Las implicaciones son la sobrecarga en los dientes anteriores remanentes y el incremento potencial del desgaste (J Abduo & Lyons, 2012).

1.3. Propiedades y aplicaciones clínicas de materiales de restauración (disilicato de litio, dióxido de zirconio, aleación metálica y cerámica de recubrimiento para metal)

1.3.1. Metales y aleaciones

Los minerales son materiales que se encuentran de forma natural, de los cuales puede extraerse uno o más metales para su utilización ya que estos provienen de un mineral (Chang, 2016). Los metales son un grupo de elementos que presentan las siguientes propiedades físicas:

- Se encuentra en estado sólido, con excepción del mercurio que es líquido.
- Tienen opacidad.
- Son buenos conductores térmicos y eléctricos.
- Tienen brillo.
- Se encuentran en estructura cristalina (Shillingburg & Sather, n.d.).²⁶

Los elementos metálicos se pueden combinar entre si y otros elementos para formar un compuesto, disoluciones y mezclas. Una combinación de dos metales o más con otro elemento no metálico como el carbono, se le llama aleación (Chang, 2016).²⁵

Los metales son muy utilizados en odontología, tienen una variedad de aplicaciones como, aparatos protésicos, bandas de ortodoncia, coronas temporales o permanentes y restauraciones directas (Shillingburg & Sather, n.d.). Los metales más utilizados son: Oro, níquel, cinc, cromo, cobalto, platino, plata, aluminio, titanio, hierro, paladio, osmio, indio, berilio y estaño (“Workshop: biocompatibility of metals in dentistry. National Institute of Dental Research.,” 1984).

1.3.1.1 Propiedades físicas de los metales

- Son sólidos en su mayoría, con excepción del mercurio y el galio.
- Buenos conductores térmicos y eléctricos,
- Son maleables: capacidad de un material duro de adquirir una deformación mediante la compresión sin romperse.
- Ductilidad: permite la obtención de hilos.
- Tañido: es el sonido característico de un metal al ser golpeado sobre una superficie sólida.
- Tiene gran resistencia y buenas propiedades mecánicas.
- Tienen brillo.
- Su peso específico es alto.
- Son cuerpos de constitución cristalina (policristalinos).
- Tienen colores grisáceos, excepto el oro, cobre y bismuto (Anusavice & Phillip, 2004; Mahan, 1977; Shillingburg & Sather, n.d.).

Expansión térmica: a medida que se eleva la temperatura de un metal, este se expande. Esta propiedad ha permitido dar a los metales infinidad de aplicaciones prácticas (Shillingburg & Sather, n.d.).

Punto de fusión: los metales puros, por ser elementos químicos, se funden a temperaturas constantes. Las aleaciones coladas no tienen un punto de fusión, sino un intervalo de fusión, ya que no son puras, sino mezclas de diferentes elementos.

Color: La mayoría de los metales tienen un color que varía desde el gris azulado, hasta el color amarillo como el oro y el rojo como el cobre. En algunos metales aparece más un color y a este fenómeno se le llama pleocromismo (Shillingburg & Sather, n.d.).

Densidad: La densidad de un metal se expresa generalmente en relación con el peso del agua, si un metal pesa tres veces más que un volumen equivalente de agua, se dice que tiene una densidad de tres. Los metales son elementos muy pesados, el de mayor densidad es el osmio. En este grupo entran el mercurio, oro y platino (Shillingburg & Sather, n.d.).

1.3.1.2 Propiedades químicas de los metales

Característica de los metales para tener valencias positivas en la mayoría de sus compuestos. Tienden a ceder electrones a los átomos con los que se enlazan. También tienden a formar óxidos básicos. Por el contrario, los elementos no metálicos como el nitrógeno, el azufre y cloro tienen valencias negativas en la mayoría de sus compuestos y tienden a adquirir electrones y a formar óxidos ácidos.

Los metales tienen energía de ionización baja: se relacionan con facilidad perdiendo electrones para formar iones positivos o cationes. De este modo, los metales forman sales como cloruros, sulfuros y carbonatos, actuando como agentes reductores (donantes de electrones) (“Workshop: biocompatibility of metals in dentistry. National Institute of Dental Research.,” 1984).³¹

1.3.1.3 Aleaciones dentales vaciadas

Una aleación es la mezcla de dos o más metales o de un metal y ciertos no metales (John C Wataha, 2002). En odontología las aleaciones contienen al menos cuatro metales y muchas veces seis o más. La historia de las aleaciones dentales vaciadas ha estado determinada por tres factores principales:

- 1- La regularización del precio del oro y recientemente por el flujo en el precio del paladio.
- 2- La evolución que han tenido para mejorar las propiedades físicas.
- 3- Que sean resistentes a la corrosión y biocompatibles (John C Wataha, 2002).

Las aleaciones para restauraciones protésicas se han incrementado enormemente en los últimos cinco años. Las de hoy tienen abundante número de metales que incluyen oro, paladio, plata, níquel, cobalto y titanio.

1.3.1.4 Propiedades deseables de las aleaciones vaciadas

Los metales utilizados en la aleación tienen efectos concretos sobre las restauraciones coladas; la cantidad de cada componente, en la aleación final es un factor importante en su comportamiento físico y químico. La composición está determinada por el contenido en oro u otro metal noble, como el platino y el paladio, de cual dependen la resistencia y la corrosión en la cavidad bucal.

Otros aspectos importantes de la composición de aleación son sus efectos sobre las características de fundido y manipulación en el laboratorio dental.

Las aleaciones vaciadas se usan en los laboratorios dentales para:

1. Incrustaciones.
2. Restauraciones parciales de recubrimiento cuspídeo.
3. Coronas.
4. Prótesis parcial removible.
5. Prótesis metal- cerámica.
6. Prótesis adheridas con resinas.
7. Elementos de retención intraradiculares o pernos (“Workshop: biocompatibility of metals in dentistry. National Institute of Dental Research.,” 1984).²⁸

Para dichos usos requerimos que estas aleaciones tengan determinadas propiedades, las cuales son:

- Biocompatibilidad.
- Tamaño adecuado del grano.
- Propiedades de adhesión a la porcelana.
- De fácil fundición y vaciado.
- Fáciles de soldar y pulir.
- Baja contracción al solidificarse.
- Mínima reactividad.
- Alta resistencia al desgaste.
- Resistencia al estiramiento y la fuerza.
- Resistencia a las manchas y la corrosión,
- Buen color.
- Expansión térmica controlada (Basualto, Barceló, Gaete, & Gaete, 1996; Bertolotti, 1984; Guzman, 1980; Preston & Berger, 1977; John C Wataha, Lockwood, Noda, Nelson, & Mettenburg, 2002).

Todas las propiedades físicas de las aleaciones para colado dependen de su composición. Algunas de ellas son más importantes que otras para el odontólogo y el técnico dental. Las propiedades físicas que influyen sobre la fabricación,

manipulación y función clínica de la restauración colada son de mayor intensidad cuando se decide qué tipo de aleación se va a utilizar. Las propiedades son:

- 1- Módulo de elasticidad: indica la rigidez relativa (Anusavice & Phillip, 2004; Guzman, 1980; John C Wataha, 2002). Cuanto más elevado sea el modulo, más rígida será la aleación (Leinfelder & Lemons, 1988). El módulo de elasticidad para las aleaciones protésicas debe ser alto para que la prótesis pueda resistir a la flexión, especial mente en restauraciones metal. Cerámica donde la flexión pueda causar la fractura de la porcelana (John C Wataha et al., 2002).
- 2- Dureza: indica la resistencia a la indentación. A medida que aumenta el valor de la dureza, se eleva la resistencia al desgaste (Guzman, 1980; John C Wataha, 2002). La dureza es un buen indicador de la capacidad de una aleación ara soportar una deformación local permanente bajo el efecto de una carga oclusal (Anusavice & Phillip, 2004; “Revised ANSI/ADA specification no. 5 for dental casting alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment.,” 1989).
- 3- Porcentaje de elongación: es una medida de la ductilidad. Cuanto mayor sea el porcentaje de elongación, más cederá la aleación al pulirla o presionarla. La combinación del límite proporcional y el porcentaje de elongación constituyen el grado de manejabilidad de una aleación. Un límite proporcional de alto o bajo porcentaje de elongación hace más difícil terminar los bordes y ajustar los ganchos (“Revised ANSI/ADA specification no. 5 for dental casting alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment.,” 1989).
- 4- Limite proporcional: se define como la máxima fuerza que puede soportar un material sin que sufra deformación permanente (Guzman, 1980). Esta propiedad permite al profesional evaluar el comportamiento de una aleación ante un esfuerzo masticatorio. Dicho valor debe ser de alto nivel, pues en caso contrario, las estructuras coladas se verán expuestas a la deformación indeseable.

- 5- Tamaño del cristal: entre más pequeño sea el cristal o grano, mejores serán sus propiedades físicas (Guzman, 1980).
- 6- Resistencia ultima en tensión: es la máxima fuerza que puede soportar una aleación al someterse a una carga tensional o de tracción (Guzman, 1980; John C Wataha, 2002). Todas estas características tienen significado clínico. El contenido del metal noble determinara en mayor grado la resistencia a la corrosión y las propiedades inertes. La dureza es importante en relación con el desgaste oclusal y las propiedades de pulido y terminado. La resistencia a la tensión es importante para determinar la habilidad para soporta fuerzas, especialmente en prótesis fija.

La elongación se relaciona con las propiedades para el bruñido de los márgenes, los cuales son muy importantes en las coronas parciales y colados intracoronarios. El valor de elongación para una aleación puede ser reversible clínicamente, si las fuerzas de tensión son altas. Consecuentemente, las aleaciones con una baja resistencia a la tensión son a menudo preferidas para incrustaciones y otras restauraciones coladas conservadoras sujetas a fuerzas intraorales altas.

Dentro de cada grupo de aleaciones el nivel de tensión generalmente aumenta con el aumento de la dureza.

1.3.1.5 Metales nobles utilizados en las aleaciones

Los metales nobles han sido utilizados para incrustaciones, coronas pósticos de tres unidades o más y aleaciones de metal- cerámica por su resistencia a la corrosión y las manchas. De los metales nobles más importantes en las aleaciones dentales son el oro, el paladio y el platino.

- 1- Oro: es el más dúctil y maleable de todos los metales (Shillingburg & Sather, n.d.). El aporte principal de oro a la aleación es la de aumentar la resistencia a la decoloración y la corrosión. Junto con el cobre permite el tratamiento térmico de endurecimiento y ablandamiento (Guzman, 1980). Debido a que el oro es extremadamente dúctil (40- 50%) y posee una resistencia relativamente baja, esto contribuye a que la aleación pueda ser

fácilmente bruñida, lo cual permite la mejor adaptación a las preparaciones (Guzman, 1980; Leinfelder & Lemons, 1988).

- 2- Platino: es un metal blanco con excepcionales características de ductilidad y maleabilidad. Posee además alta resistencia técnica a la pigmentación y corrosión. Es el mejor endurecedor de aleaciones, superior al cobre, sin embargo, aumenta considerablemente la temperatura de fusión, por lo que rara vez se utiliza en cantidades superiores a 3.4% de la composición total. El platino blanquea la aleación (Leinfelder & Lemons, 1988; Mahan, 1977).
- 3- Iridio: es el elemento de mayor resistencia a la corrosión y a los ácidos, incluso al agua (Shillingburg & Sather, n.d.). En algunas aleaciones aumenta la dureza y la firmeza (Akagi, Okamoto, Matsuura, & Horibe, 1992). Se emplea en pequeñas cantidades en las aleaciones dentales a modo de refinador, para conseguir que las aleaciones tengan partículas de tamaño reducido, con la finalidad de mejorar las propiedades mecánicas.
- 4- Osmio: es el elemento más raro y duro. No se puede trabajar con él, pues no tiene ductilidad, de tal forma que las aleaciones deben ser coladas o sinterizadas, para luego, por el proceso de desgaste pueda darle la forma requerida (Shillingburg & Sather, n.d.).
- 5- Rutenio: posee alta resistencia a la corrosión. Es un endurecedor en las aleaciones de platino y paladio. Se emplea como refinador.

1.3.1.6 Metales base utilizados en las aleaciones

- 1- Zinc: se añade zinc a las aleaciones fundidas como medio de eliminar los óxidos (Guzman, 1980; Leinfelder & Lemons, 1988). Su única propiedad positiva, es que tiene la capacidad para reducir la oxidación durante los procedimientos de colado. En cantidades elevadas, aumenta considerablemente la fragilidad en la aleación.
- 2- Cobre: es un metal muy dúctil, maleable y tenaz. Es el mejor conductor térmico y eléctrico después de la plata. Es uno de los metales más importantes en las aleaciones usadas en la odontología, pues aumenta la dureza y la resistencia (Guzman, 1980).
- 3- Plata: es un metal blanco, puro, tenaz, dúctil y maleable (Shillingburg & Sather, n.d.), se considera uno de los mejores conductores térmicos y eléctricos. Modifica el color de la aleación. Tiene pocos efectos sobre la resistencia de las aleaciones dentales, pero aumenta un poco la ductilidad en combinación con el paladio (Guzman, 1980).
- 4- Cromo: elemento metálico gris que puede presentar un intenso brillo (Shillingburg & Sather, n.d.). Se utiliza principalmente en combinación con hierro, níquel o cobalto. Al añadir el cromo en estas aleaciones, se conseguirá aumentar la dureza y la resistencia a la corrosión (Bezzon, de Mattos, Ribeiro, & Rollo, 1998).
- 5- Cobalto: es el más utilizado en aleaciones dentales, tiene poca solidez y escasa ductilidad a temperatura ambiente, pero aumenta su ductilidad a altas temperaturas.
- 6- Níquel: elemento metálico con gran magnetismo, de aspecto blanco. Utilizado principalmente en aleaciones. Es un metal duro y dúctil que puede presentar intenso brillo. Resiste a la corrosión, es fácil de pulir, es considerado tóxico. El níquel blanquea e incrementa la resistencia y la dureza.
- 7- Titanio: tiene excelentes propiedades físicas para ser utilizado en la odontología. Resiste a la corrosión es muy biocompatible. Es utilizado comúnmente en la fabricación de coronas, prótesis parciales fijas y

removibles. La única desventaja que posee es que no puede ser revestido con porcelana feldespática, ya que a temperaturas mayores a 800°C (punto de fusión de la porcelana), el titanio se oxida dejando una capa delgada de óxidos (Technology & Goodman, 1988).

- 8- Indio: su uso en la odontología, es para reducir el tamaño del grano y aumentar la fluidez durante el procedimiento de colado. Aumenta la ductilidad gracias al pequeño tamaño del grano.

1.3.1.7 Biocompatibilidad

El principal factor para determinación de la seguridad biológica en odontología es la corrosión de los metales. La corrosión es una propiedad de los metales que trae consecuencias sobre las propiedades de las aleaciones, tales como la estética, la resistencia y la biocompatibilidad (J C Wataha, 2000). La toxicidad sistémica, local y carcinogénica de una aleación, resultan de elementos liberados de aleaciones en la boca durante la corrosión (Oruç & Tulunoglu, 2000).

Toda aleación para colados debe ser suministrada por el fabricante con los siguientes datos clínicos:

- 1- Nombre, clasificación, tipo y peso.
- 2- Propiedades físicas.
- 3- Contenido total del metal noble.
- 4- Presencia o ausencia de níquel o berilio.
- 5- Tipo de revestimiento y técnica.
- 6- Temperatura de evaporación.
- 7- Temperatura de fusión.
- 8- Características de la centrifugación.
- 9- Indicaciones del tratamiento térmico.
- 10- Técnica y limpieza del colado.
- 11- Terminado y soldadura recomendada.

1.3.1.8 Clasificación de las aleaciones dentales vaciadas.

El 1984 la ADA propuso una clasificación simple para las aleaciones dentales vaciadas. Se describen tres categorías: noble alta (HN), noble (N) y predominante de metal base. El sistema de clasificación está basado en el contenido de metal noble en la aleación (J C Wataha, Lockwood, Khajotia, & Turner, 1998).

- Noble alta: $\geq 40\%$ de Au y $\geq 60\%$ de elementos de metal noble.
- Metal base: $< 25\%$ de elementos de metal noble.
-

Aleaciones de alta nobleza.

Este grupo está conformado por las denominadas aleaciones de oro para colados, cuyas características, composición y propiedades físicas se regulan por la especificación N. °5 de la Sociedad Dental Americana ADA.

La especificación conoce cuatro tipos de aleaciones (J C Wataha et al., 1998).

1. Aleación tipo I blanda: contenido mínimo de metales nobles, oro y platino al 83%. Su aplicación clínica es en incrustaciones pequeñas para clase III o V es decir, restauraciones que no reciban choque masticatorio directo.
2. Aleación tipo II media: contenido mínimo de metales nobles oro- platino menor a 78% para incrustaciones MOD, en clases I o II.
3. Aleación tipo III dura: contenido mínimo de metales nobles oro-platino menor al 78%. Indicada para todo tipo de prótesis parcia fija.
4. Aleación tipo IV extra dura: contenido mínimo de metales nobles oro-platino menor al 75%. Indicada para aparato removibles o para prótesis fija extensa en donde se espera gran esfuerzo masticatorio (Guzman, 1980).

Las aleaciones de alta nobleza están constituidas aproximadamente por 85% de oro, 5-8% de platino, 5-8% de paladio y 2-4% de indio y estaño, con el menos de 1% de hierro (Bertolotti, 1984). El oro y el platino son químicamente nobles, es decir no se oxidan en condiciones necesarias para la aplicación de la porcelana. El paladio se oxida mínimamente y el estaño e indio se oxidan con facilidad. El óxido del estaño e indio, forman la unión química entre la porcelana y el metal

subyacente (Bertolotti, 1984). El platino y el paladio se emplean en estas aleaciones para elevar sus temperaturas de fusión y disminuir sus coeficientes de expansión térmica hasta los valores compatibles con la porcelana superpuesta. Las aleaciones muy nobles son las de mayor densidad entre todas las que se emplean para colados dentales y, en consecuencia, tienen bajo volumen específico.

Las aleaciones nobles tienen potencial de unirse a las porcelanas, coeficiente de expansión térmica compatible con el de la porcelana, temperatura sólida alta para la aplicación de porcelanas de baja fusión a mayor temperatura de fusión de las aleaciones, menor coeficiente de expansión térmica. La unión de los metales nobles y las porcelanas es mejor que la de los metales base, porque la capa de óxido es más delgada. Sus desventajas están en el alto costo económico y el color de oro que hace estéticamente inaceptable.

Aleaciones nobles.

Las aleaciones nobles, comprenden una gran variedad de aleaciones cuya base principal es plata- paladio- platino, algunas contienen también oro (Oruç & Tulunoglu, 2000). Existen cuatro clases de aleaciones nobles: Au-Cu-Ag, Au-Pd-In, Pd-Cu-Ga y Ag-Pd.

Las aleaciones basadas en paladio han tenido mucha importancia en la fabricación de restauraciones metal-cerámica. La plata y el paladio son relativamente nobles, pero la plata se oxida fácilmente. Los puntos de fusión de estas aleaciones son comparables a las de alta nobleza, y las propiedades físicas de la mayoría de ellas están a medio camino de las aleaciones de alta nobleza y las de metal base. Las aleaciones nobles se trabajan mejor que el níquel -cromo, pero suelen resultar más difíciles de terminar que las de oro-platino. La reactividad química generalmente elevada de las aleaciones nobles exige técnicas especiales propias de cada aleación, de modo que no hay oxidación excesiva en las superficies de fijación de la porcelana aunque muy aptas cuando se manejan adecuadamente, las aleaciones que contienen plata a veces se acompañan de decoloración de la porcelana en la unión metal- cerámica cuando esta se cuece

sobre cofias que han sido excesivamente calentadas durante su colado, siendo esta una de sus mayores desventajas (Bertolotti, 1984).

Habitualmente se eligen aleaciones nobles por su relativa economía y sus mejores propiedades mecánicas.

Aleaciones de metal base.

Las aleaciones de metal base están constituidas de metales no preciosos, excepto el berilio (1-3%) que es un metal precioso, pero no noble, que ayuda a que el vaciado de la aleación sea más exacto.

Hay tres subclases en esta categoría: níquel- cromo, cobalto- cromo y titanio. A estas aleaciones se les adicionan otros elementos para mejorar sus propiedades físicas y químicas, como boro, carbono, cobre, cerio, galio, silicio, estaño, manganeso, titanio, zirconio, hierro, niobio. Las aleaciones más comúnmente usadas para la confección de prótesis parcial removible son: Ni—Cr-Be y Co-Cr, por su alta solidez, resistencia a la corrosión y economía. Las aleaciones níquel-cromo son seguras para utilizar en la práctica clínica por su gran resistencia a la corrosión (Taga, Kawai, & Nokubi, 2001).

Las aleaciones de metal base tienen conductibilidad térmica menor a las aleaciones de alta nobleza, aunque no hay diferencias significativa en la incidencia del frío y el calor en el paciente.

Estas aleaciones por lo general no contienen metales nobles y se oxidan fácilmente a temperaturas elevadas. Pueden unirse con el carbono que se encuentran en ciertos revestimientos, lo que puede alterar las propiedades físicas de la aleación o liberar gases durante la adición de la porcelana. Por estas razones, a menudo se recomienda colar las aleaciones de metales base en revestimientos exentos de carbono, ligados a base de fosfato.

Las aleaciones metal base son económicas, tienen mayor densidad, gran dureza, rigidez, tienen resistencia a la corrosión, pero hay evidencias que muestran que la técnica de aleación es sensible con respecto a la fundición, la adherencia a la cerámica, la compatibilidad con la cerámica, la decoloración de la cerámica y la soldadura.

Estas aleaciones pueden utilizarse cuando se requiere un tramo muy largo o cuando la economía sea muy importante. La baja densidad de estas aleaciones, el espesor relativamente más bajo, junto con el bajo costo del metal, permite fabricar gran volumen de estructuras metálicas a precio moderado. Sin embargo, estas aleaciones tienen muchas desventajas cuando se utilizan para toda clase de restauraciones. Su dureza dificulta el ajuste oclusal, el pulido, la remoción en boca y la apertura para endodoncia, si se requiere después de haber cementado la corona (Bertolotti, 1984).

1.3.2. Cerámicas dentales

Las cerámicas dentales por más de un siglo han sido el pilar fundamental de la odontología estética, pues se ha aprovechado este material para igualar la apariencia de los dientes naturales (Barcelo Santana & Palma Calero, 2003).

Las cerámicas dentales son consideradas productos de naturaleza inorgánica, compuestas de uno o más metales en su mayoría por elementos no metálicos, usualmente el oxígeno (Rus, Ramiro, García, Jesús, & Gómez, 2007). Que se obtienen de la acción de altas temperaturas y enfriamiento posterior de compuestos de materia prima como los nitruros, carburos, óxidos metálicos y boruros, así como mezclas de estos materiales (McLaren & Figueira, 2015). Están formadas de sustancias químicas y bioquímicas estables que las hacen frágiles debido a su dureza y su fuerza, no son conductores inertes de energía térmica y eléctrica (Driscoll et al., 2017). En general, se caracterizan por ser biocompatibles, resistentes a la corrosión, no reacción con líquidos, ni ácidos y presentan buena resistencia a la flexión y a la fractura. Su principal característica es que pueden ser utilizadas como materiales restauradores, es su naturaleza refractaria y sus propiedades ópticas como la translucidez (Álvarez-Fernández, Peña-López, González-González, & Olay-García, 2003). Las cerámicas se componen de una matriz vítrea o red de sílice, feldspatos potásicos, sódicos o ambos, de la cual dependen sus propiedades ópticas y estéticas, en la que se encuentran inmersas

partículas de minerales cristalinos o en fase cristalina responsable de las propiedades mecánicas (Rus et al., 2007).

Existen varias clasificaciones de las cerámicas, siguiendo diferentes parámetros como su composición química, el método de fabricación, la temperatura de fusión, la microestructura, su uso e indicaciones, la translucidez, la resistencia y la abrasividad. Por lo tanto, una de las clasificaciones más sencillas que considera rápidamente toda la gama de productos existentes y, además, que permite dar cuenta de su aplicación, características y usos es clasificarlas conforme su función de su composición química o proceso de producción. Según el método de fabricación las cerámicas para restauraciones dentales se clasifican en condensadas y sinterizadas, infiltradas, inyectadas y maquilladas o CAD- CAM (Rus et al., 2007).

1.3.2.1 Calcificación de las cerámicas

- **Con base al método de procesamiento**

De acuerdo al método de procesamiento, a norma 69 de la ADA las clasifica en dos tipos.

Tipo I: la que se encuentra en forma de polvo.

Tipo II: todas las demás formas de cerámicas (Barcelo Santana & Palma Calero, 2003).

- **Con base a su temperatura de fusión**

Se pueden considerar cuatro grupos de cerámica dental de acuerdo a sus temperaturas de fusión.

Alta: 1,300 °C

Mediana: 1,101 a 1,300 °C

Baja: 850 a 1,100 °C

Ultra baja: menos de 850 °C (Barcelo Santana & Palma Calero, 2003).

- **Con base en su microestructura**

Las cerámicas se encuentran en tres clases principales con base a su microestructura.

1. Materiales vítreos: son ligeramente rellenos con colorantes y opacadores para mimetizar la estética natural, sin embargo, son las cerámicas más débiles.
2. Vítreos rellenos de partículas: contienen de 35-70% de partículas de relleno para darle más fuerza, pueden ser moderadamente estéticas como restauraciones de espesor completo, generalmente son recubiertos.
3. Policristalinas: No contienen vidrio, son utilizadas para crear fuertes estructuras y marcos mediante CAD-CAM, siempre son recubrimientos.

Las cerámicas altamente estéticas tienen un alto contenido de vidrio, y las cerámicas de subestructura de mayores resistencias, son generalmente cristalinas. El desarrollo de la subestructura de las cerámicas consiste en el incremento de contenido cristalino, hasta totalmente policristalinos.

- **Con base al desarrollo de la tecnología**

Gracis propuso una nueva clasificación de cerámicas dentales y parecidas a estas. Las clasifico en cerámicas de matriz de vidrio, las cuales son feldespáticas, sintéticas (a base de leucita, disilicato de litio y derivados y base de fluorapatita) y vidrio infiltradas (alúmina, zirconia estabilizada o reforzada con alúmina y alúmina reforzada con zirconia) (Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015).

- **Matriz de vidrio**

Las cerámicas con matriz de vidrio son las cerámicas dentales que mejor imitan las propiedades ópticas del esmalte y la dentina, tienen un alto contenido de vidrio. Los fabricantes utilizan pequeñas cantidades de partículas de relleno para controlar los efectos ópticos tales como, opacidad y opalescencia (J. R. Kelly, 2008).

- 1- Las feldespáticas son resistentes a la cristalización durante la cocción, tiene muchos rangos de cocción y son extremadamente biocompatibles. La modificación de los cationes alteran las propiedades importantes del vidrio, por ejemplo, baja las temperaturas de cocción o aumenta el comportamiento de expansión térmica. Este grupo es con base en un sistema ternario compuesto de arcilla- caolín (aluminosilicato), cuarzo (sílice) y feldespato natural (mezcla de aluminosilicato de sodio y potasio) (J. Kelly & Benetti, 2011).
- Las cerámicas sintéticas son a las cuales los fabricantes añaden cerámicos (deponentes) a la composición base de cristal para mejorar las propiedades mecánicas, como la resistencia, la expansión térmica y el comportamiento de contracción. Comúnmente, estas partículas de rellenos se disuelven durante el grabado para crear las características de retención micromecánica que permiten la unión. Estas se clasifican en tres grupos (Gracis et al., 2015).
- A base de leucita: su composición varía de acuerdo a cada fabricante. Sus faces vidriosas pueden ser combinadas con cristales de fluorapatita adiciona a la leucita, para ser compatibles con la expansión termina con los metales y mejorar la fuerza.
- De disilicato de litio y derivados: tiene un 70% de volumen de disilicato de litio cristalino comercializada para uso dental Empress, e.max Press y e.max CAD de Ivoclar Vivadent.
- Base fluorapatita: vitrocerámicas de fluorapatita para la técnica sobre estructuras de óxido de óxido de zirconio.
- Vidrio infiltradas: la infiltración se lleva a cabo como una mezcla densa de óxido de sílice, que se sinteriza a un molde refractario, y después se forma una estructura porosa de partículas de alúmina. En una segunda cocción se realiza la infiltración con vidrio de lantano para infiltrar la porosidad y aumentar la fuerza. El relleno es alúmina, aluminato de magnesio o una mezcla del 70% alúmina y 30% zirconia.

- **Cerámicas policristalinas**

No contienen vidrio, todos los átomos se empaquetan en matrices cristalinas regulares, por lo que es mucho más difícil de provocar una fisura, ya que sus átomos en red son menos densos e irregulares que los encontrados en los vidrios. La cerámica policristalina es generalmente mucho más dura y más fuerte que la cerámica a base de vidrio (J. Kelly & Benetti, 2011).

Su principal característica es una estructura cristalina de grano fino que proporcionara fuerza y resistencia a la fractura, con posibilidad de tener translucidez limitada. La matriz de las cerámicas policristalinas es óxido de aluminio o zirconio, y son átomos modificadores llamados rellenos dopantes. Estos dopantes son iones estabilizadores, que pueden ser magnesio (3%) en cerámicas policristalinas de alúmina, magnesio, calcio, itrio, cerio y aluminio de 3-5% en cerámicas de dióxido de zirconio (J. R. Kelly, 2008).

Estas cerámicas tienden a ser relativamente opacas comparadas con las vitrocerámicas, así que no se pueden utilizar estos materiales más fuertes en áreas estéticas. Sin embargo sirven como materiales de subestructura sobre la cual las vitrocerámicas las recubren para obtener una estética agradable (J. Kelly & Benetti, 2011).

- 1- Alúmina. Este material consiste de una alta pureza de óxido de aluminio.
- 2- Zirconia estabilizada. Está disponible con un material monocromático uniforme, el cual, de ser necesario, puede ser maquillado por infiltración.

La zirconia se clasifica según su micro estructura en: estabilizada, parcialmente estabilizada, reforzada con alúmina y alúmina reforzada con zirconia (Gracis et al., 2015).

La zirconia reforzada con alúmina y alúmina reforzada con zirconia, se debe a que usualmente la zirconia permanecía parcialmente estable en la fase tetragonal y la alúmina presentaba una dureza moderada.

El porcentaje de zirconia o alúmina en el compuesto puede adaptarse y modificarse según la demanda o manipulación del fabricante. La zirconia reforzada con alúmina debe tener >50% de peso de alúmina, mientras que la alúmina reforzada con zirconia debe presentar >50% de alúmina (Gracis et al., 2015).

1.3.2.2 Método de fabricación de la cerámica

Las restauraciones completamente cerámicas pueden ser fabricadas con diferentes técnicas, algunas de las más utilizadas y más importantes son por estratificación, en donde se utiliza un polvo que es la cerámica convencional y un líquido, también puede ser prensada por medio de altas temperaturas, cerámica infiltrada y por fresado con un sistema CAD-CAM (Santos, Costa, Rubo, Pegoraro, & Santos, 2015).

1.3.2.2.1 Técnica por estratificación

Son materiales que pueden ser componentes totalmente de vidrio o una mezcla de vidrio y cristal. Es una técnica para crear restauraciones de cerámica feldespática y este método implica usar materiales en polvo y un agua desionizada para producir una mezcla. Estos materiales son mezclados manualmente y son modelados por el fabricante, se elimina el excedente de agua y aire. La restauración cerámica es sinterizada al vacío, lo que ayudara a extraer el aire restante y mejora la densidad y la estética.

Las cerámicas fabricadas mediante esta técnica, tienen una translucidez buena y son aplicadas como recubrimientos de capas estéticas sobre metal o marcos totalmente cerámicos (Santos et al., 2015).

1.3.2.2.2. Prensada por calor

Las pastillas utilizadas en esta técnica tienen una microestructura similar al polvo convencional, esta presenta menor porosidad y mayor contenido cristalina. Las pastillas son fabricadas de vidrio no poroso mediante la aplicación de un tratamiento térmico que transforma parte del vidrio en cristales, produciendo un material homogéneo. Es así que la porcelana monocromática o las pastillas vitrocerámicas se calientan para permitir que el material fluya bajo presión a un molde formado con la técnica convencional de cera perdida. La restauración final es subsecuente maquillada y glaseada para lograr estética. Estas cerámicas pueden ser utilizadas para restauraciones Inlay, Onlay, carillas y coronas individuales (Giordano & McLaren, 2010).

1.3.2.2.3. Cerámicas infiltradas

Es una dispersión homogénea de polvo cerámico en agua. La alúmina es una estructura muy porosa y es parcialmente sinterizada para aumentar su fuerza hasta un punto donde puede ser extraído del dado e infiltrado con un vidrio fundido de lantano, que fluye en los poros por capilaridad. La base final es totalmente sinterizada para producir una cofia de cerámica de alta densidad y resistencia antes de que el recubrimiento de porcelana pueda ser aplicado (Santos et al., 2015).

1.3.2.2.4 Fresado

Existen dos técnicas para procesar cerámicas en bloque. Recientemente se ha utilizado la tecnología CAD-CAM con cerámicas parcialmente sinterizadas, que son posteriormente sinterizados en su totalidad para eliminar la porosidad.

El fresado se divide en dos grupos:

- 1- Eliminación sustractiva de exceso de material para fabricar la restauración, fresado:
 - Vidrio/cristal para linlays, onlays y coronas.

- Vidrio/leucita puede ser posteriormente caracterizados utilizando caracterizadores externos.
- Disilicato de litio como el IPS e.max la cual no es totalmente cristalizada en un inicio.

2- Aditivo.

- Electrodeposición que se aplica con corriente eléctrica a través de dispersión y automáticamente se depositan las partículas de polvo en superficies de un dado conductor. Este enfoque es eficaz para unidades individuales, pero tiene poca fiabilidad para unidades múltiples (Santos et al., 2015).

1.4. Adhesión

La real academia española establece que deriva del latín *adhaesio*, y es la fuerza de atracción que mantiene unidas moléculas de distinta especie química.

Pero existen otras definiciones más complejas tales como:

La que se encuentra en el diccionario odontológico de Friedenthal, 1981: Fenómeno físico que consiste en la unión de dos sustancias cuando se ponen en íntimo contacto. La adhesión se da por fuerzas físicas, química o ambos.

Entonces adhesión en odontología restauradora significa, unir un sustrato sólido (esmalte, dentina y cemento) y el biomaterial restaurador, teniendo como interfase la adhesión diente/restauración, la cual deberá producir fuerzas que las mantengan fijas de forma permanente (Henostroza, 2010).

1.4.1. Medios y formas de adhesión

1.4.1.1. Física

La adhesión física es la que se logra únicamente por traba mecánica entre las partes a unir. Se clasifican en:

Macromecánica. En esta, las restauraciones no tienen adhesividad a los tejidos dentales, es por eso que la adhesión se logra mediante diseños cavitarios que aseguren una forma de retención o anclaje, dependiendo de si la restauración es plástica (directa) o rígida (indirecta) respectivamente.

Las formas de retención o anclaje se clasifican en:

- Fricción o roce: condicionante de ajuste o contacto que la restauración tiene respecto a las paredes cavitarias. Se requiere especialmente en preparaciones cavitarias de más de un plano (figura 8).

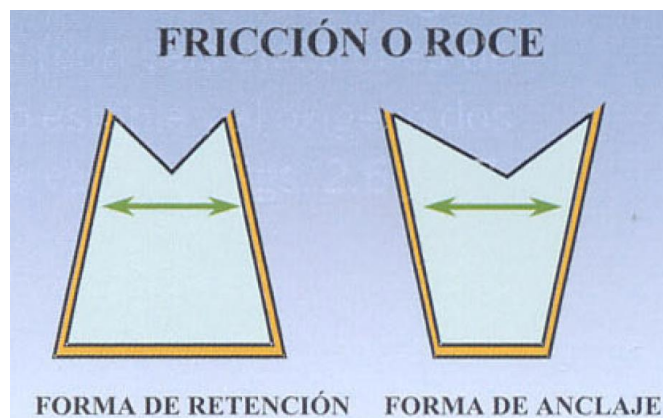


Figura 8. Retención o anclaje por fricción.

- Profundidad: se utiliza principalmente en preparaciones cavitarias de un plano y secundariamente con más de un plano. Lo requieren todas las clases de Black con excepción de la clase IV. La profundización es mayor al ancho perimetral del acceso (figura 9).

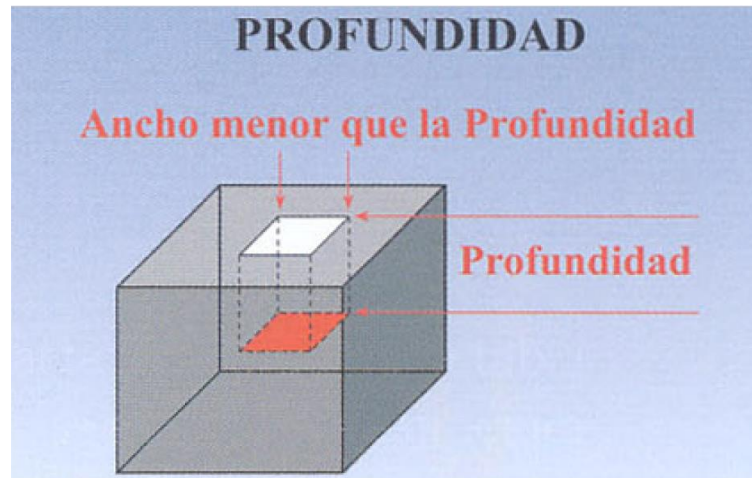


Figura 9. Retención por profundidad.

- Profundización: se refiere a aumentos de profundidad puntuales. Se confeccionan en los ángulos diedros formados por las paredes axiales o pulpares, respecto a sus paredes de contorno y a expensas de ellas. A mayor profundización mayor anclaje (figura 10).

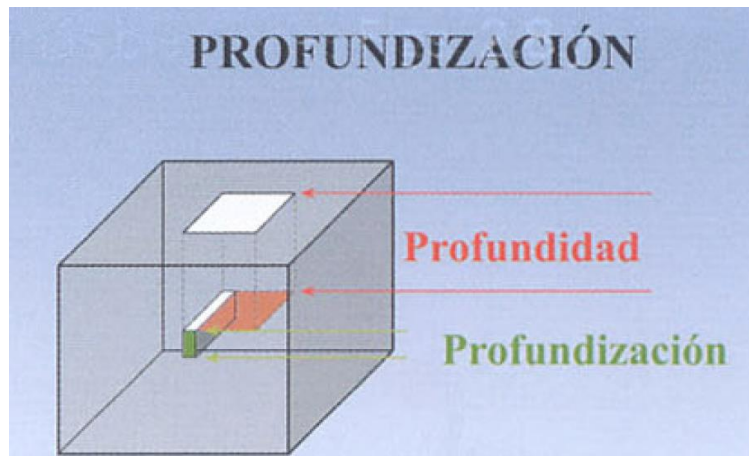


Figura 10. Retención por profundización.

- Mortaja: preparación principal en preparaciones cavitarias de dos planos. En una de estas se inscribirá en la cola de milano y su istmo. El anclaje en si se encuentra en el istmo de la mortaja. (figura 11).

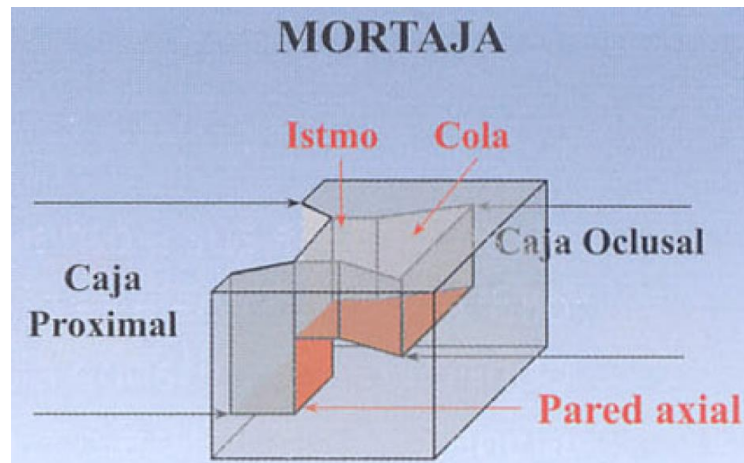


Figura 11. Retención por mortaja.

- **Compresión:** La deben tener todas las cavidades de tres planos para incrustación en clase 1 y 2, y 3 y 4 unidas por sus caras palatinas o linguales. El anclaje se logra entre las paredes contrapuestas, ya sea las axiales entre las de contorno o cortes de rebanada (figura 12).

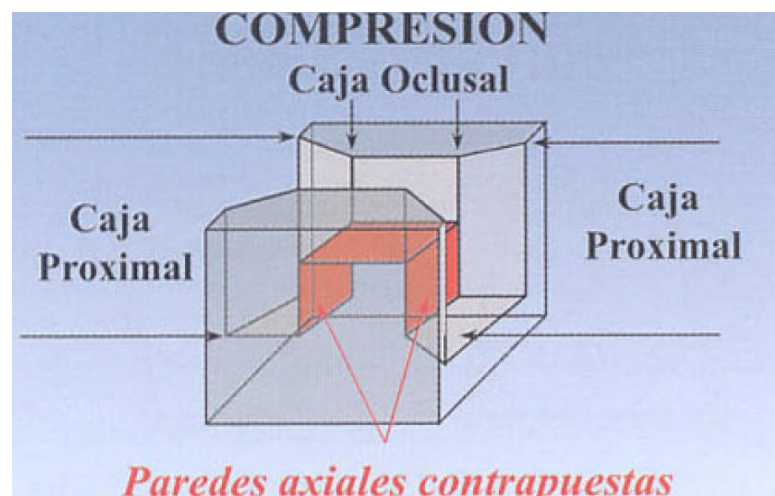


Figura 12. Retención por compresión.

- **Extensión a los conductos radiculares:** para poder realizar esta retención, como requisito el diente debe tener tratamiento de conductos. Se utiliza para anclar incrustaciones metalizas, postes y prótesis fija. Su diseño debe seguir todos los principios aplicables en prótesis fijas unitarias totales o en la confección de postes (figura13).

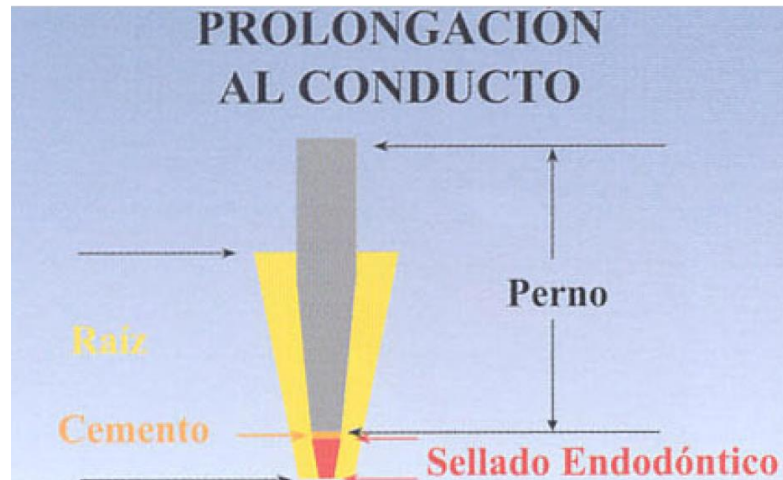


Figura 13. Retención por prolongación al conducto.

- Pines y rieleras: si hablamos de pines, significa tener profundizaciones puntuales (pit o lecho para un pin), donde se alojará el pin de retención cementado, a fricción o roscado, en donde retendrá un biomaterial plástico de aplicación directa. Si se trata de rielas, ello supone profundizar en forma de surcos en los ángulos diedros formados por una pared axial y una vestibular, lingual o palatina en una caja proximal (figura 14).

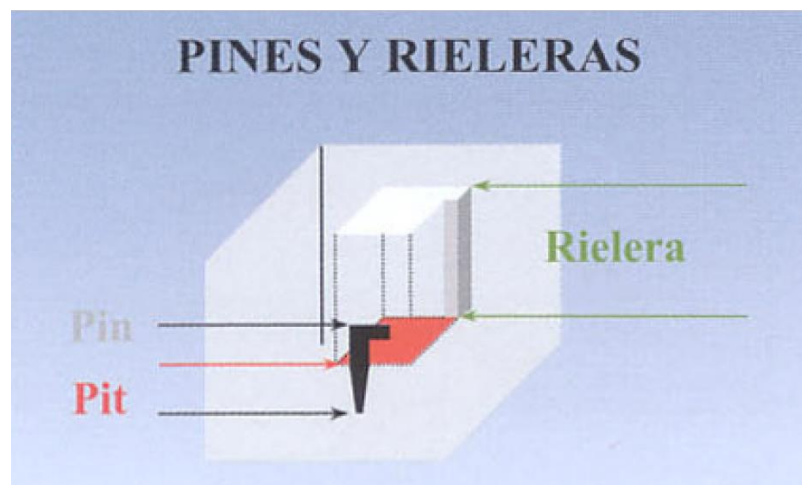


Figura 14. Retención por pines y rieleras.

Micromecánica. Se produce cuando la superficie a la que se busca adherir presenta irregularidades superficiales a nivel microscópico, y el material que se colocará es capaz de adaptarse, de tal modo que pueda penetrar en dichas irregularidades. Se logra mediante dos mecanismos en los que se involucra la superficie dental y los cambios dimensionales que pueda tener el biomaterial a utilizar. Dichos mecanismos son:

Efecto geométrico. Son irregularidades superficiales que pueden tener dos superficies sólidas en contacto. En este caso se requiere de un adhesivo para mantenerlas unidas. Las irregularidades se producen por fresado, acondicionamiento con grabado ácido (figura 15).

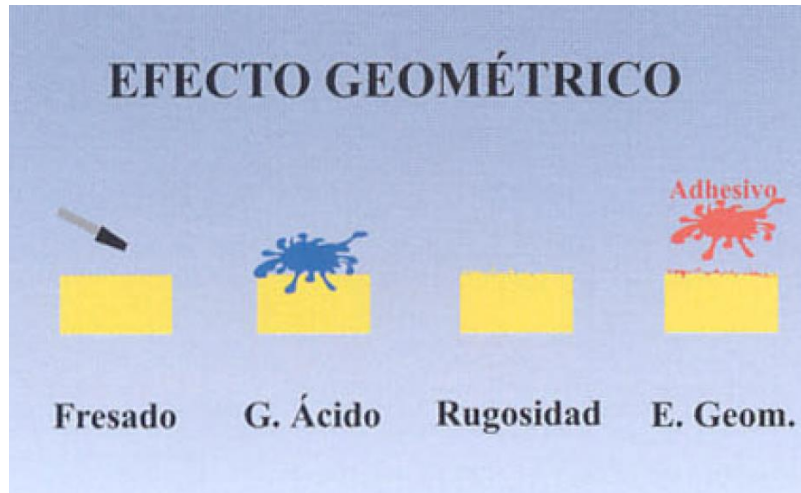


Figura 15. Efecto geométrico.

Efecto reológico. es cuando en una superficie sólida endurece un material semisólido o semilíquido y esta cambia dimensionalmente, debido a que el material tiene cierto grado de contracción o expansión, de tal manera que se ajusta adhiriéndose físicamente a él (figura 16).

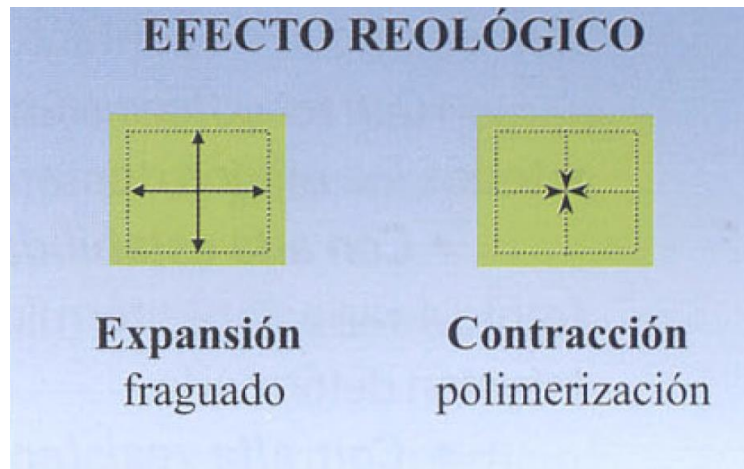


Figura 16. Efecto reológico.

1.4.1.2. Adhesión química o específica

Se logra únicamente por la reacción química entre dos superficies en contacto. No solo es capaz de fijar permanentemente la restauración al diente, sino que también puede sellar túbulos dentinarios e impedir mientras se mantenga, la microfiltración.

Por enlaces primarios. Son uniones a nivel atómico. Se producen específicamente entre los electrones que conforman la capa atómica más externa con relación a los electrones de valencia los cuales son: iónicos, covalentes y metálicos.

Por enlaces secundarios. Se producen como consecuencias de la formación de dipolos permanentes o transitorios. Generalmente se les llama fuerzas de Van der Waals.

1.4.2. Factores que favorecen la adhesión

1.4.2.1. Dependientes de las superficies

Contacto íntimo. Lo que mejor se adapta a un sólido es un líquido, por lo tanto, el medio adhesivo debe ser un líquido o un semilíquido. Sin el contacto íntimo las reacciones químicas y las retenciones micromecánica no se producirían.

Superficies limpias y secas. El esmalte es fácil de limpiar, en cambio la dentina es difícil de limpiar y secar debido al líquido que exuda constantemente de los túbulos dentinarios; y por otro lado de así hacerlo, significaría modificar el equilibrio hídrico del túbulo, lo cual causaría dolor postoperatorio o necrosis pulpar.

Con alta energía superficial. En los materiales dentales restauradores como en los adhesivos, mientras más alta sea la energía superficial tendrá mayor energía para atraer hacia su superficie.

Receptivos a uniones químicas. El esmalte es potencial mente receptor debido a sus grupos hidroxilos de la hidroxiapatita y la dentina gracias a los grupos de carboxilos, aminos, amidos y cálcicos de sus fibras colágenas.

Superficies lisas vs rugosa. En la adhesión física, es preferible una superficie irregular que trabaje al adhesivo. Desde el punto de vista de la adhesión química, es preferible tener una superficie lisa para que el adhesivo fluya y se adapte.

1.4.2.2. Dependientes del adhesivo

Con baja tensión superficial. Mientras menor sea la tensión superficial, mayor será el mojamiento del adhesivo sobre la superficie. Logrando un mejor contacto que favorezca la adhesión física y química.

Con alta capilaridad. Mientras mayor sea, se obtendrá una mejor penetración dentro de los túbulos dentinarios para su sellado.

Con bajo ángulo de contacto. Mientras menor sea, mejores posibilidades de humectación, contacto físico y químico.

Con alta humectación o capacidad de mojamiento. Mientras más este humectado, mejor será el contacto favoreciendo con ello su potencial de unión física y química.

Con multipotencialidad de enlace. Significa que debe ser capaz de unirse física y químicamente a todos los tejidos dentarios y al material restaurador.

Con alta estabilidad dimensional. Ya sea al momento de endurecer o haber endurecido. Deberá resistir a cambios térmicos y a fuerzas de tensión que intenten deformarlo.

Con alta resistencia química, mecánica adhesiva/cohesiva. Debe soportar las fuerzas de oclusión funcional y del medio bucal.

Biocompatibilidad. Tanto como en el diente como en los tejidos bucales y la salud del paciente en general.

1.4.2.3. Dependientes del biomaterial

- De fácil manipulación y aplicación.
- Con técnicas adhesivas confiables.
- Compatibles con los medios adhesivos a utilizar.⁶²

1.5. Propiedades de la superficie o el sustrato

Sabemos bien que en la adhesión de restauraciones a tejidos dentales participa el esmalte, la dentina y el cemento. Lo primero que se debe hacer es reconocer la potencialidad adhesiva que tiene cada uno de ellos ya sea física, química o ambas.

Esmalte. Tejido cristalino más mineralizado del cuerpo, con alta energía superficial. Posee poco contenido de agua en su composición y está ligado a los cristales como una capa de hidratación, su estructura está formada por prisms y comienza en la unión amelodentinaria. Debido a sus características morfológicas físico química, es capaz de absorber en su interior y adsorber en su superficie fluidos que la rodeen.

Dentina. Es un cuerpo físico sólido, no cristalino sino tubular, con una baja energía superficial, difícil de limpiar. Es el tejido dental con mayor volumen, tiene una gran cantidad de agua, por lo que es considerado un cuerpo húmedo. Contiene 70% de matriz inorgánica, cristales de hidroxiapatita más pequeños y delgados que el esmalte, cierta cantidad de fosfato amorfo, carbonatos, sulfatos y otros oligómeros (flúor, cobre, zinc hierro y magnesio). El 18% es matriz orgánica (colágeno tipo I 90% y 10% fosfolípidos). Debido a sus características morfológicas y fisicoquímicas, es fácil de captar o perder agua.

1.5.1. Energía superficial

Todo átomo y molécula tiende a moverse, por la energía cinética, este movimiento es libre en los gases, limitado en los líquidos y casi nulo en los sólidos. Por otra parte, toda molécula libre tiende por cohesión a acercarse o atraer a otras.

En la odontología la adhesión implica fenómenos de superficie, entonces se debe tomar en cuenta la energía cinética y la cohesión.

Como ya habíamos mencionado, los cuerpos sólidos tienen nula energía cinética, sin embargo, se encuentra presente la atracción por cohesión en la superficie. Esta atracción se manifiesta por medio de un campo eléctrico contrario.

Los cuerpos cristalinos como el esmalte y la cerámica tienen alta energía superficial, así como los metales de aleaciones nobles y preciosas. En cambio, los cuerpos orgánicos como la dentina, el cemento dental y los polímeros tienen una baja energía superficial.

En la adhesión se requiere de una superficie con alta energía superficial, es por eso que el esmalte debe estar limpio, sin flúor ni sustratos absorbidos, ya que dará como resultado un sustrato con baja energía superficial, disminuyendo con ello la potencia adhesiva, tanto física como química.

1.5.2. Tensión superficial

En la superficie de un líquido la energía cinética es ilimitada y hace que las fuerzas cohesivas se manifiesten. La atracción cohesiva hará que todas las moléculas tiendan a acercarse hacia un centro en común, haciendo que las moléculas del líquido se encuentren en un ambiente sin gravitación y formen una esfera. Esta esfera de moléculas libre deja en su superficie a moléculas con campos electrostáticos en la superficie de un líquido denominada tensión superficial.

Sabemos que los líquidos no tienen forma y que esta dependerá del contenedor en el que se encuentre. Sin embargo, el interior de estas moléculas se atrae o

rechazan con la misma fuerza y en todas direcciones. Las moléculas que queden en la superficie tenderán a ser atraídas fuertemente hacia el interior por sus adyacentes no superficiales.

La tensión superficial de un líquido es la manifestación interna de las fuerzas cohesivas; en cambio en las de un sólido se comporta como una membrana elástica superficial, la cual se observará como una esfera a la que llamaremos gota (figura 17).

La unidad de medida de la tensión superficial se mide como una fuerza por cada centímetro de la superficie del líquido (dinas/cm o su equivalente a ergios/cm²).

Los valores de la tensión superficial varían según sus propiedades (tabla 2) y la pureza del líquido, en general todos los líquidos disminuyen al aumentar la temperatura e igualmente si se utiliza un tensioactivo como detergentes.

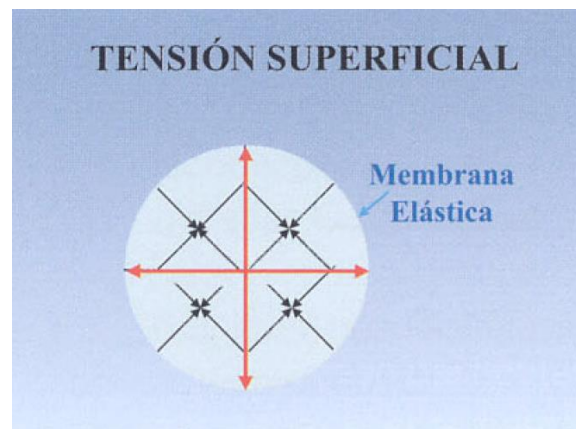


Figura 17. Tensión superficial.

PROPIEDADES DE LA TENSIÓN SUPERFICIAL.
• Tiene el mismo valor en todas las direcciones.
• No depende del espesor y extensión de la membrana.
• Disminuye con el aumento de la temperatura ambiental.
• Varía según la superficie de contacto.

Tabla 2. Propiedades de la tensión superficial.

1.5.3. Humectabilidad

Es la capacidad de un líquido para mojar un sólido. Mientras más baja sea la tensión superficial de un líquido frente a un sólido de alta energía superficial, mejor humectara o mojará.

La formación de gotas sobre la superficie indica la mayor o menor humectabilidad de un líquido sobre el sólido. Para medir la capacidad de mojamiento se hace a través del ángulo de contacto. A menor ángulo de contacto mejor humectará la superficie, sin embargo, mientras más se acerque a los 90° , menor será su humectabilidad.⁶²

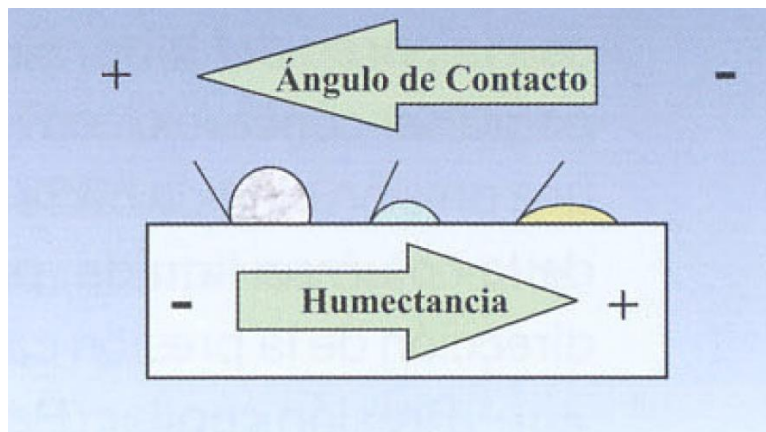


Figura 18. Ángulo de contacto y Humectancia.

1.6. Carillas

Las carillas son un tratamiento restaurador normalmente utilizado en el sector anterior que consiste en una lámina cerámica que recubre parcialmente el diente, la cual está unida por medio micromecánicos adhesivos, tras el grabado del esmalte (Sidney & Bruguera, 2011).

1.6.1. Indicaciones y contraindicaciones

Indicaciones.	Contraindicaciones.
<ul style="list-style-type: none">• Caries.• Alteraciones dentales de forma o posición (microdoncia o dientes cónicos)• Defectos estructurales.• Rehabilitación oclusal.• Dientes con pigmentaciones.• Dientes con abrasión o atrición.• Diastemas.	<ul style="list-style-type: none">• Cuando no existe esmalte sano.• Maloclusión.• Bruxismo.• Enfermedad periodontal.• Hábitos parafuncionales.• Higiene deficiente.• Índice de caries elevado.

Tabla 3. Indicaciones y contraindicaciones de las carillas.

Las carillas están indicadas normalmente para dientes anteriores que necesiten ser restaurados por compromiso estético o funcional y se trata de un procedimiento muy conservador (tabla 3) (Fioranelli Vieira, 1997).

1.6.2. Ventajas y desventajas

Ventajas.	Desventajas.
<ul style="list-style-type: none"> • Preparaciones muy conservadoras. • No afecta a la pulpa. • Buena estética. • Mayor resistencia a la abrasión. • No se alteran los contactos oclusales. • Biocompatible con tejidos periodontales. • Fácil preparación. • Poco tiempo clínico. • Resistencia a la pigmentación. • Resistencia a químicos. • Presenta radiopacidad. 	<ul style="list-style-type: none"> • Procedimiento de cementación complicado. • Tratamiento irreversible. • Técnica de laboratorio compleja. • Fragilidad relativa. • Imposibilidad de cambiar color. • No cierra diastemas muy amplios.

Tabla 4. Ventajas y desventajas de las carillas (Fioranelli Vieira, 1997).

1.6.3. Clasificación de las carillas según la técnica

Las carillas están clasificadas como directas e indirectas. Las directas se realizan sobre el diente con resina compuesta, mientras las indirectas se elaboran de cerámica con ayuda de un laboratorio dental. La selección de la técnica dependerá de las necesidades estéticas, funcionales y económicas de cada paciente (figura 19 a 20) (Fioranelli Vieira, 1997).



Figura 19. Carillas indirectas cerámicas.



Figura 20. Carillas directas con resina.

Clasificación

Método	Confección.	Material
Directo	Sobre el diente	Resina compuesta
Indirecto	Sobre el modelo	Resina compuesta Porcelana Resina acrílica
Directo/indirecto	Sobre el diente	Resina compuesta

Tabla 5. Clasificación de técnicas empleadas en carillas.

1.6.4. Diagnóstico y plan de tratamiento

El diagnóstico deberá comprender una exploración intra y extraoral, con evaluación periodontal, radiografías, fotografías y modelos de estudio. Se deberá realizar en la primera cita para determinar el tratamiento (Fioranelli Vieira, 1997).

En la siguiente tabla se muestran los pasos a seguir (tabla 6):

Historia clínica.
Motivo de consulta.
Antecedentes personales, no personales y patológicos.
Examen visual.
Dientes: color, forma y tamaño.
Oclusión.
Examen periodontal.
Movilidad.
Relación corona raíz.
Tejidos blandos.
Examen de vitalidad pulpar.
Examen radiográfico.
Examen de modelos.

Tabla 6. Recomendaciones a seguir para examen y diagnóstico de las carillas.

Hay algunas acciones necesarias para completar el diagnóstico las cuales son:

Comunicación con el paciente.

Se deberá evaluar la personalidad del paciente y actitud, así como las alternativas de los resultados que espera. Es necesario explicar al paciente los objetivos y resultados, ya que un paciente con expectativas poco realistas y que presente una situación dental en la cual no es posible la restauración con carillas para mejorar su salud dental está contra indicado para este tratamiento.

Se deberá comunicar que el tratamiento es irreversible, ya que es necesario que la estructura dental sea tallada y hacer comprender los riesgos posibles como: pulpitis, tratamiento de conductos, hasta el fracaso del tratamiento (Peña-López, Fernández-Vázquez, Álvarez-Fernández, & González-Lafita, 2003).

1.6.5. Encerado de estudio y provisionales

Es conveniente hacer que el paciente vea el resultado aproximado con anticipación. El procedimiento será: Sobre los modelos de diagnóstico hacer un encerado de estudio, el cual representará el resultado.

Este encerado tendrá dos propósitos:

1. Mostrar al paciente para que vea y valore el tratamiento.
2. Se usará para realizar las carillas provisionales.

El procedimiento para las carillas está dividido en tres pasos: preparación dental, fabricación de las carillas y cementación (Peña-López et al., 2003).⁶⁶

1.6.6. Preparación

Por su preparación se clasifican en:

- **Carillas de contacto**

Cuando no es necesario un desgaste y se requiera modificar la forma, el color o la posición, se recomiendan las carillas de contacto. Son laminados de resina o cerámica que se colocan por encima del esmalte. El objetivo principal de este tipo de carilla es evitar el desgaste del tejido pues los laminados son muy delgados de un espesor de 0.3 a 5mm (figura 21) (Kina & González, 2011).



Figura 21. Carillas lente de contacto.

- **Carillas convencionales**

La preparación dental abarca la cara vestibular, proximal e incisal.

Se realiza una preparación poco profunda con una fresa redonda para evitar un esmalte demasiado delgado. Se recomienda tener un grosor mínimo de 0.5 mm y se debe seguir la forma anatómica.

El margen deberá seguir la cresta gingival evitando llegar al surco gingival.

Se coloca el margen de la preparación labial al área de contacto proximal para mantenerlo en esmalte (figura 22).

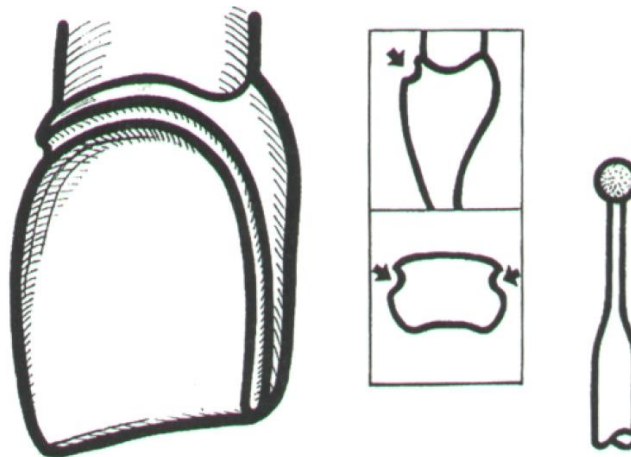


Figura 22. Preparación de las carillas en su cara vestibular siguiendo la anatomía dental.

Siempre que sea posible, no se debe reducir el borde incisal ya que ayuda a soportar la porcelana y evita su fractura.

Todas las superficies deben estar redondeadas

La profundidad de la preparación dependerá del diagnóstico y elección del material restaurador.

Cuando solo abarque esmalte, el desgaste será menos de 2 mm. Si abarca hasta la dentina, se eliminara todo el esmalte, será mayor de 2 mmm aunque se retire todo el tejido, el margen de la preparación quedará sobre el esmalte por lo que la adhesión estará garantizada (Joubert R., 2010).

1.6.7. Elección de color

La selección del color para las carillas de cerámica, se realiza durante el examen clínico y el diagnóstico. Se debe tomar antes del tallado dental y posterior a este (figura 23) (Fioranelli Vieira, 1997).

La toma de color consiste en distinguir el valor y a tonalidad reflejada por el diente. Se deberá hacer un diagrama tanto de superficie como de color, profundidad y grado de translucidez.

El color que se observa cuando la luz incidente es absorbida parcialmente y se reflejada es la que estimula la retina de observador.

Es importante que la luz donde se hace la toma de color aporte todos los colores del diente y evite colores extras o decorados.

La iluminación más apropiada para la toma de color, es la que nos da un ventanal amplio sin sombras con dirección hacia el norte, sin embargo muchas veces no es posible tenerlo, así que es recomendable tomar el color en un lugar con luz natural.

Como los parámetros que se están midiendo son luces reflejadas es necesario tener una escala de color similar al material seleccionado para la restauración.

No es recomendable tomar varias medidas de color, se debe dejar pasar un par de minutos para corroborar el color o cambiarlo. También como recomendación se podrá consultar el color seleccionado con el paciente. Si está conforme con el

color se tomara para las restauraciones, sino es así se deberán dejar pasar varios minutos y se repetirá el procedimiento.

El esmalte es un tejido cristalino translucido así que el color en su mayoría está determinado por la dentina. Se deberá tomar el color de la parte cervical, media e incisal.

Cuando se decida el color, será enviada la información al laboratorio dental y deberá auxiliarse de fotografías (Joubert R., 2010).



Figura 23. Elección de color.

1.6.8. Toma de impresión

Las carillas con técnica indirecta requieren de la obtención de un modelo de trabajo, que reproduzca con fidelidad los dientes tratados y los tejidos circundantes. Una impresión de buena calidad reduce las fallas de adaptación y asentamiento, pues en la cementación una técnica mal elaborada podría traer como consecuencia la fractura de la restauración, infiltración y repercutirá así mismo en la durabilidad y estética (Fioranelli Vieira, 1997).

Las carillas exigen estética que se extiende hasta el nivel cervical, debajo de esta o dentro del surco gingival. Para la impresión fiel de esta región es necesario tener el margen libre de fluidos y que la encía se encuentre retraída. El uso de hilos retractores combinados con hemostático para la retracción gingival es una de las técnicas más simples y utilizadas.

Posteriormente a la colocación de hilos retractores se tomara la impresión. Lo más aconsejable es tomar una impresión de arco completo y debe utilizarse un

material de impresión preciso, como silicona o un hidrocoloide reversible (figura 24).

El registro oclusal se tomara usando oclusión céntrica y los movimientos de lateralidad para posteriormente montar los modelos en el articulador (Peña-López et al., 2003).



Figura 24. Toma de impresión con polivinilsiloxano.

1.6.9. Fabricación de las carillas

Para la fabricación de las carillas de cerámica será necesaria la ayuda de un laboratorio de prótesis. La cerámica se presenta en polvo, el cual se mezcla con un líquido apropiado y se cose a altas temperaturas.

Después de tener el modelo de trabajo a este se le tomara una impresión obteniendo un segundo modelo refractario. El modelo refractario se secciona para obtener dados de trabajo individuales y estos se limpian para evitar la contaminación de la cerámica.

La porcelana de dentina y la translúcida se deberán aplicar continuamente (figura 25). Cada capa de cerámica debe ser delgada y uniforme de manera que su colocación sea muy cuidadosa previendo de humedad para después ser horneada (Fioranelli Vieira, 1997).

Durante la cocción las carillas deben ser llevadas sobre una base que no modificara su estructura. Esta base es de un revestimiento de alta fusión o una

base de platino. Sin una de estas bases la cerámica sufrirá distorsión (Fioranelli Vieira, 1997).

Para finalizar este proceso de laboratorio, las carillas cerámicas son rescatadas eliminando el material refractario y haciendo pruebas en los modelos de yeso. Es necesario también hacer pequeños ajustes y pulirlas.

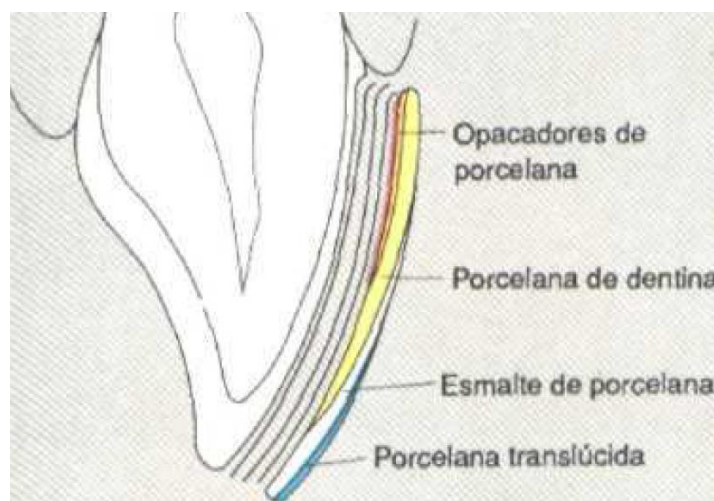


Figura 25. Colocación de la cerámica para la fabricación de las carillas.

1.6.10. Cementación

Después de la prueba se continuara con la cementación.

Es aconsejable que el cemento a utilizar tenga fluidez y que tenga un óptimo asentamiento de la carilla para no ejercer fuerza sobre esta.

La cementación se debe realizar con aislado absoluto con dique de goma poniendo en las áreas interproximales cintas de celuloide o cuñas para evitar que el cemento polimerice en los espacios interproximales (Joubert R., 2010).

Durante la cementación se llevaran a cabo procesos que se incluyen continuación.

- **Acondicionamiento del esmalte**

Es necesario limpiar el esmalte sobre el cual va la carilla.

Se grabara el esmalte con ácido ortofosfórico al 7% durante 15 segundos, seguido de lavado con abundante agua y secado pero humedecido. A

continuación se aplican una capa de agente adhesivo y evaporamos el solvente colocando aire indirectamente durante 5 segundos, se aplica una segunda capa de adhesivo y se repite la técnica finalizando con la fotopolimerización (figura 26).

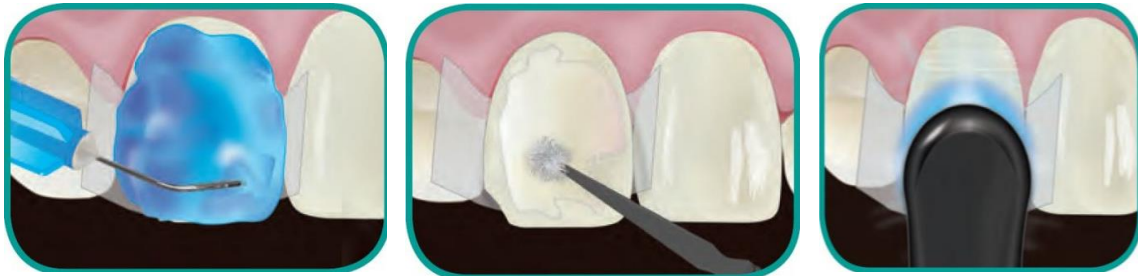


Figura 26. Aplicación del ácido ortofosfórico, adhesivo y polimerización.

<https://ultradentla.wordpress.com/2016/07/05/guia-tecnica-para-carillas-directas-en-composite-con-uvener/#jp-carousel-1443>

- **Acondicionamiento de la carilla**

Se acondicionara la carilla con ácido fluorhídrico al 9% durante 1 minuto para que la cerámica pueda grabarse, se lava con chorro de agua y se coloca en una solución con bicarbonato de sodio para neutralizar la reacción, se vuelve a lavar y se seca.

Para finalizar se coloca una capa de silano en la parte interna de la carilla.

- **Cementación de la carilla propiamente dicha**

Una vez terminado el acondicionamiento de la carilla y el diente se selecciona el cemento a utilizar. El cemento será un composite sumamente fluido de fotopolimerizable o de polimerización dual colocando una fina capa sobre la carilla y colocándola cuidadosamente sobre el diente.

- **Terminado y pulido**

Terminando el proceso de cementación se procede a la eliminación de cemento remanente sobre los tejidos blandos y áreas interproximales, se verifica el buen sellado de la con un explorador y la oclusión, se finaliza con el pulido de la restauración (Peña-López et al., 2003).

1.7. Topes oclusales (table tops) (tipo de preparación, requisitos para su aplicación, cementación.

Las carillas oclusales o table tops son restauraciones muy finas extraorales, que requieren una mínima y sencilla preparación que considera la anatomía, el color, la oclusión y la estética. Están indicadas para restaurar dientes posteriores en su cara oclusal que han sufrido cambios en su función y estética debidos al desgaste dental. También es muy recomendado este tratamiento para rehabilitaciones completas que requieran aumento de la dimensión vertical. Su fabricación se realiza mediante la técnica de maquillaje (De Jesús & Valencia, 2011; Magne, Schlichting, Maia, & Baratieri, 2010).

1.7.1. Indicaciones y contraindicaciones

Las indicaciones son similares a las de carillas en sector anterior, sin embargo en la carillas oclusales la indicación principal es el aumento de la dimensión vertical en pacientes con desgaste dental de moderado a severo y que afecte la estética.

Se emplean para modificar el color, la textura y forma del diente en situaciones como pérdida de esmalte extenso, cambio de coloración, malformaciones congénitas, fracturas, tamaño y alineación dental.

En la siguiente tabla se muestran algunos ejemplos de las indicaciones para un tratamiento con carillas oclusales.

Indicaciones	
Defectos de color o anomalías	Amelogénesis imperfecta, medicación (tetraciclinas), fluorosis, envejecimiento fisiológico, trauma y coloraciones extrínsecas.
Estructura y textura anormal	Displasia, hipoplasia del esmalte, distrofia, erosión, desgaste y fracturas coronarias. Trastornos alimenticios como anorexia y bulimia, los cuales generan abrasión mecánica y química.
Disminución de la dimensión vertical	Se observara disminución de la dimensión vertical y las carillas oclusales ayudaran a restablecer a su posición normal.
Hábitos parafuncionales	En pacientes con bruxismo (dependiendo el grado), que podrán rehabilitar integralmente.

Tabla 7. Indicaciones de las carillas oclusales.

Están contraindicadas en dientes tratados endodóncicamente, pues son más frágiles debido a la pérdida de agua, aunque la principal causa de la fragilidad es por la pérdida de estructura dentaria ocasionada por caries, fracturas, restauraciones previas y la preparación para el tratamiento.

Otra gran contraindicación es la mal posición dental severa. Esta ocasiona una mala alineación, dientes con separación, apiñamiento y encías sin armonía estética.

Las malformaciones anatómicas de tamaño como coronas clínicas pequeñas o muy grandes, impiden la colocación de estas restauraciones de manera funcional.

Principalmente las carillas están indicadas para dientes libres de caries, ya que si existen lesiones cariosas estas comprometerán la preparación y el soporte (De Jesús & Valencia, 2011).

Por último, si existe una mala higiene bucal y poca cooperación del paciente, cualquier restauración tiende al fracasar, en especial las restauraciones estéticas las cuales necesitan un mayor cuidado.

En la siguiente tabla se muestran las principales contraindicaciones para realizar un tratamiento con carillas oclusales (Ensaldo-Fuentes, n.d.; Touati, Miara, & Nathanson, 1999).

Contraindicaciones.	
Dientes sin pulpa	Además de ser frágiles en su estructura, a medida que pasa el tiempo, estos dientes tienden a cambiar de color.
Anatomía inadecuada	Corona clínica demasiado pequeña o con mal posición.
Caries y relleno	Idealmente las carillas están indicadas en dientes completamente sanos con un ligero defecto morfológico. Siempre será adecuado reemplazar los rellenos defectuosos.
Mala higiene bucal	Cualquier prótesis de adhesión deberá ser evitada en cualquier caso donde las reglas de higiene y cuidado dental no sean respetadas.

Tabla 8. Principales contraindicaciones de las carillas oclusales.

1.7.2. Ventajas y desventajas.

Una de las principales ventajas de las carillas cerámicas, es su mínimo desgaste comparado con la preparación para coronas totales. La mayor parte del tratamiento se trata de sustituir el esmalte por una carilla cerámica que se adhiere a la superficie del diente a través de un agente silano y un cemento resinoso, para así adquirir todas las propiedades biológicas, mecánicas y estéticas que sean lo más parecidas al esmalte dental (Touati et al., 1999).

Si comparamos las carillas cerámicas con las de resinas, sin duda alguna las cerámicas son la mejor opción por su alta estética.

Para estas restauraciones, el método se realiza con una mínima preparación de la estructura dental, manteniendo lejos los márgenes gingivales y al mismo tiempo dentro del esmalte dental, de esta manera se mantendrá en armonía los tejidos periodontales, mecánicos, estéticos y principalmente funcionales.

El color es otra de las ventajas de las carillas oclusales, pues cuando existen pigmentaciones o alteraciones en el esmalte que por cualquier razón no se pueden corregir, el tratamiento se vuelve ideal para el cambio estético.

El tiempo de vida del material es muy importante y los materiales cerámicos son bastante resistentes a los cambios físicos y químicos, pese a su gran resistencia algunos sistemas cerámicos son maquillados, lo que provoca su deterioro en su capa superficial. La resistencia de unión de las porcelanas al diente hace de esto una de las mejores ventajas así como la alta estética que podrá proporcionarnos la restauración.

Por último, la mayoría de estos tratamientos se llevan a cabo con un poco de anestesia, regularmente sin retracción gingival, y con una reducción de esmalte muy conservadora, por lo que su preparación y su procedimiento clínico hace que estas restauraciones sean rápidas comparadas con otras técnicas. La impresión se realiza de manera sencilla y de forma rápida, lo cual al paciente le será muy satisfactorio pues es un tratamiento que requiere sesiones cortas y en pocos días (Touati et al., 1999).

Entre las principales desventajas encontramos:

La preparación: Una complicación a la que nos podemos enfrentar es la preparación. Aunque no es un procedimiento complejo, realizar estas preparaciones requiere de un buen dominio de los instrumentos para crear finas preparaciones (Touati et al., 1999).

A todas las carillas se les deberá hacer pruebas lo cual requerirá el doble de tiempo para prepararlas y acondicionarlas para su cementación.

La etapa de adhesión es muy compleja, debido a que cualquier error ocasionaría el fracaso, debido a que el cemento de las carillas es adhesivo.

Las carillas cerámicas son frágiles antes de ser cementadas, por esta razón se debe tener demasiado cuidado pues podrían llegar a fracturarse.

Al efectuar las pruebas se deberán colocar sin ejercer presión, pues algunas veces puede presentarse fracturas en los bordes oclusales o ángulos.

Los materiales para fabricar restauraciones cerámicas han ido evolucionando, sin embargo las carillas siguen requiriendo de mucha habilidad para su procesado. Si la técnica no es adecuada, se pueden presentar problemas de mala estabilidad durante su manejo, puesto que es difícil manejar los polvos cerámicos para construir una restauración de grosores tan pequeños como los requeridos para las carillas. El laboratorio es una de las principales desventajas pues si hay errores desde la fabricación hay nula posibilidad de ser modificadas (Touati et al., 1999).

1.7.3. Preparación para las carillas oclusales.

- Selección del color.

Para comenzar la planeación de las carillas es necesario lograr una descripción clara y exacta del color del diente para que el laboratorio no tenga ningún problema y reproduzca una restauración exitosa. Para ello se deberán realizar procesos de toma de color muy cuidadosa y precisa.

La selección de color adecuada se realiza conociendo aspectos generales del color.

1. Tonalidad: Característica propia para designar el color, se relaciona con la longitud de onda de acuerdo con la radiación observada.
2. Valor: Términos de cantidad de luz que compone el color en un objeto determinado; en donde se parte con el color negro como valor mínimo y el blanco como valor máximo.
3. Saturación: Cantidad o porcentaje que tiene el color.

La naturaleza de la fuente de luz que iluminara nuestra clínica es muy importante, ya que influirá en nuestra apreciación cromática. Es necesario seguir ciertas recomendaciones como evitar el uso de luz incandescente como bombillas alógenas, se deberán usar fuentes de luz fluorescentes que ofrezcan un color aproximado de 5,000° a 6,000° K, también conocido como luz de día.

Es importante hacer una selección con dos tipos de luz, una artificial y otra natural.

Otro factor importante es el objeto con el que se hace la selección de croma. La técnica convencional consiste en hacer una comparación de color natural del diente con una guía artificial para buscar la muestra que se aproxime más al color del diente (“IPS e.max Selección de Color,” n.d.).

Uno de los problemas es que existen muchas guías de color, así como fabricantes, lo que ocasiona confusión durante la selección del color.

La guía para la toma de color deberá ser fabricada del mismo material restaurador, se debe realizar con el diente natural sin preparación posterior a una profilaxis y hay que tomar en cuenta las características anatómicas individuales de cada diente.

También es necesario que el paciente tenga participación en la selección, pues influirá mucho en su comodidad y confianza (Pascual Moscardó & Camps Alemany, 2006).

- Preparación del diente.

Para un mejor resultado en la restauración con carillas oclusales es necesario tomar en cuenta el siguiente procedimiento.

1. No realizar preparaciones con bordes afilados.
2. Hacer una terminación con bordes internos redondeados o que tengan chaflán lo suficientemente amplios.
3. Las dimensiones necesarias para el grosor mínimo de las restauraciones estarán dadas de acuerdo al tipo de material empleado (1mm aproximadamente).
4. Se deberá reducir de acuerdo a la forma anatómica del diente y no descuidar el grosor por ningún momento, tratando de preservar lo más que se pueda la estructura del esmalte.
5. Al preparar el hombro con terminación chaflán, el grosor deberá medir 1mm y sus bordes internos deberán estar bien definidos y ser redondeados. De igual manera la cara oclusal deberá ser reducida 1 mm aproximadamente (figura 27) (Ivoclar Vivadent, n.d.).



Figura 27. Preparación de las carillas oclusales. Ivoclar Vivadent. All-Preparation Guidelines.

- Impresión.

El procedimiento es básicamente el mismo a realizar para cualquier tipo de restauración en prótesis fija. Los materiales de impresión de primera elección son las siliconas de adición o polivinilicas, ya que estos poseen buena estabilidad dimensional y adecuada recuperación elástica.

En cuanto se tiene la impresión, se deberá obtener el modelo en yeso tipo IV y enviar inmediatamente al laboratorio para la fabricación de las carillas cerámicas (Crispin & Azanza Santa Victoria, 1998).

- Cementación, terminado y pulido de las carillas oclusales.

Las carilla oclusales deberán cementarse adhesivamente, para una adecuada adhesión de la restauración y el diente es necesario seguir un protocolo que nos guiara al éxito.

Primero se deberá acondicionar la restauración, realizando un grabado en la superficie interna de la carilla con ácido fluorhídrico al 9% durante un minuto para después enjuagar con agua a chorro y secar con aire, se colocara la carilla en una mezcla de agua y bicarbonato de sodio con el fin de neutralizar la reacción, lavado y secando. Para finalizar se aplicará una capa de silano sobre la restauración.

Posteriormente se deberá acondicionar el diente, grabando con ácido orto fosfórico al 35% la superficie de esmalte y dentina dejando de 10 a 15 segundos, lavamos y secamos. Se aplicaran dos capas de adhesivo frotando sobre la superficie y se polimerizara. Se colocara el cemento resinoso sobre la superficie del diente y la restauración y se cementara.

Para finalizar, se deberá realizar un desgaste selectivo en puntos prematuros e interferencias para ajustar la oclusión, finalmente se pulirá la restauración con gomas para pulir cerámica (Henostroza, 2010; Peña-López et al., 2003).

1.8. Sistema de elaboración de restauraciones (CAD-CAM).

Las restauraciones CAD-CAM o asistidas por computadora, denominada así por sus iniciales en inglés Computer- Aided Designe y Computer- Aided Manufacturing, fueron introducidas hace más de 50 años. Hoy en día gracias a los sofisticados programas de diseño, es posible lograr restauraciones cerámicas parciales o completas diseñadas y procesadas por computadora. Todos estos sistemas controlados por computadora constan de tres fases: Digitalización, diseño y maquinado (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008).

1.8.1. Digitalización

Es un método por el cual se logra el registro tridimensional de la preparación dentaria a través de un escáner, esta es la herramienta del sistema que se encarga de obtener la información, una impresión óptica o una imagen tridimensional de las preparaciones, de los dientes adyacentes y registros oclusales que serán procesado y transformados en datos digitales para obtener la estructura de la restauración diseñada. El registro puede obtenerse de forma intraoral sin necesidad de tomar impresiones o de manera extraoral obtenida de una impresión de la preparación dental. Actualmente, dependiendo del sistema, existen dos tipos de escáner, el de contacto y el óptico o laser (figura 28) (A. Persson, Andersson, Oden, & Sandborgh-Englund, 2006).

- A) Escáner óptico: la base de este tipo de escáner es obtener las estructuras tridimensionales a partir de un proceso llamado triangulación activa, procedimiento por el cual el sensor del escáner capta la información. Se genera una luz sobre la preparación que es proyectada para que el sensor del escáner capte la información dependiendo del ángulo de proyección y del patrón de sombras que se genera. El receptor del escáner registra el cambio de estas líneas y la computadora calcula la correspondiente profundidad. La escala de profundidad en este procedimiento depende del ángulo de triangulación. Así la computadora puede calcular los datos

tridimensionales de la imagen obtenida del receptor. Las fuentes de iluminación puede ser proyección de luz blanca o como laser dependiendo del sistema (A. Persson et al., 2006).

- B) Escáner mecánico: para obtener los datos de digitalización, es necesario lograr a través de una impresión convencional de las preparaciones dentales, un modelo maestro que es leído por un sensor o bola de zafiro que utiliza diferentes diámetros según el caso. El registro de la superficie de yeso con este método puede ser afectado por la geometría del objeto, las irregularidades y el tamaño del sensor. Sin embargo el patrón de la preparación dentaria es recorrido mecánicamente leído por el zafiro línea a línea, recorriendo la estructura cada 200 μm en cada ángulo de rotación. La información se transmite al programa hasta conformar una imagen tridimensional. En promedio una preparación requiere 50,000 lecturas para una digitalización exacta que puede variar $\pm 10 \mu\text{m}$. Este tipo de escáner se destaca por su alta precisión cuando las imágenes obtenidas son comparadas con patrones exactamente medidos (M. Persson, Andersson, & Bergman, 1995).



Figura 28. Escáner óptico y mecánico.

1.8.2. Programa de diseño

Por medio de programas de diseño gráfico, particulares para el trazado dental y específicos para cada sistema, se traslada la información obtenida con el escáner al programa para diseñar la estructura de la restauración deseada. Una vez detectada la línea de terminación cervical y la elección de los pilares, es posible determinar la anatomía dental, las dimensiones de los pónicos, los pilares y los conectores de la restauración en proceso. El programa de digitalización y de diseño es proporcionado por cada sistema. Es posible diseñar desde restauraciones parciales hasta carillas, coronas individuales, estructuras de varias unidades y subestructuras dependiendo del material y del sistema. El diseño de la restauración es almacenado en un archivo y puede ser enviado al centro de producción o al equipo de procesado para que maquille la estructura (A. Persson et al., 2006).

1.8.3. Equipo de maquinado

Una máquina controlada sistemáticamente es la encargada de procesar los datos de la digitalización y de transformar la información del diseño en la estructura protésica. Esto se logra mediante el tallado de bloques cerámicos de diferentes materiales. Los equipos de procesado se distinguen por el número de ejes de la máquina, entre más ejes posibles, mayor complejidad del maquinado. La calidad de las restauraciones no depende exclusivamente del número de ejes en los que la máquina pueda procesar el diseño. La calidad del maquinado depende de la digitalización, proceso de información y producción (figura 29) (A. Persson et al., 2006).

- 1- Equipo de 3 ejes: tienen movimientos en las tres direcciones espaciales (X, Y, Z). cada eje se traduce en un valor que genera los movimientos de fresado necesario para obtener la restauración diseñada. En estos equipos los movimientos de fresado no se harán en ejes divergentes o convergentes. Los equipos de tres ejes usan toda el área dental y pueden girar el patrón de maquinado 180° en el transcurso del proceso hacia adentro

y afuera. Tiene como ventaja el menor desgaste del equipo y menor tiempo de procesado.

- 2- Equipo de 4 ejes: adicional a los ejes X, Y y Z, estos equipos pueden girar el puente de tensión de manera infinita (eje A), es decir sobre el cual está apoyado el material cerámico que se necesita. Como resultado es posible ajustar el puente de construcción sobre el cual está apoyado el huso de fresado con el mismo bloque, logrando un desplazamiento vertical mayor y se ahorra material y tiempo en el procesamiento.
- 3- Equipos de 5 ejes: adicionalmente a los tres ejes espaciales (X, Y, Z) y a la rotación del puente de tensión (A), existen equipos con los cuales es posible que el huso de maquinado también rote, generando otro eje de rotación (B). Esto permite maquinar geometrías complejas con subsecciones como estructuras de puentes fijos con varios pódicos, pilares y estructuras anatómicas.

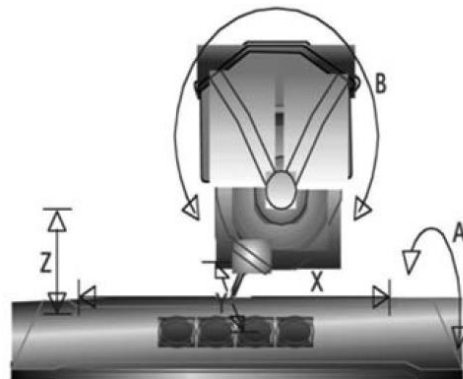


Figura 29. Equipo de fresado. Ejes de maquinado del sistema Everest.

1.8.4. Producción CAD-CAM

El lugar en donde se realiza la producción de las restauraciones determina el procedimiento y el protocolo de su fabricación. En odontología existen tres modalidades (A. Persson et al., 2006).

1. Consultorio: todos los componentes del sistema se ubican en el consultorio y la producción de las restauraciones es posible en el mismo lugar de atención del paciente, sin la intervención del laboratorio. El instrumento de digitalización es una cámara intraoral, que por medio de un registro digital reemplaza la impresión convencional. Este tipo de procedimiento se traduce en ahorro de tiempo y ofrece al paciente restauraciones indirectas en corto tiempo (Mörmann & Bindl, 2002).
2. Laboratorio: se requiere obtener una impresión convencional de la preparación dentaria que se envía al laboratorio para realizar un vaciado y obtener así un modelo maestro del cual el escáner obtiene la información tridimensional de la preparación dental y del registro oclusal. Los datos digitalizados se envían a un robot que máquina y fabrica la restauración diseñada. Finalmente el ajuste de la estructura es evaluado y modificado de ser necesario sobre el modelo maestro.
3. Centro de producción: con esta modalidad es posible conectar un escáner con un centro de producción vía Internet. La digitalización de la estructura dental y diseño está a cargo del laboratorista o del odontólogo. Los datos procesados en el laboratorio son enviados a través de la red al centro de producción para elaborar la restauración. Finalmente el centro de producción envía la restauración al laboratorio para ser terminada y este al odontólogo.

1.8.5. Variables del maquinado

La sinterización es el proceso al cual es sometida la cerámica para sus partículas alcancen el mayor grado de cohesión y con ello obtengan una estructura química ordenada y con propiedades físicas y mecánicas adecuadas, que le permitan ser utilizadas como restauración dental. Esto se logra gracias al calor. Los bloques utilizados para el maquinado se encuentran disponibles en dos modalidades, presinterizados que son los bloques que sometieron a calor y la temperatura suficiente y los bloques completamente sinterizados los cuales ya tienen las características deseadas.

1. Bloques presinterizados: se realizan sobre bloques especialmente de zirconia- ytria con bajo grado de sinterización o presinterizados. Estos bloques alcanzan propiedades físicas de manera parcial aunque al terminar por completo la sinterización de la cerámica presentan alto índice de contracción que varía entre 20 y 25% de su tamaño previo al maquinado. Esta situación debe ser controlada por el programa de diseño y el maquinado de la estructura que al ser sinterizada obtendrá el volumen y dimensión deseada. Como ventaja se obtiene menor costo del equipo, el material no absorbe agua, no es necesario emplear tiempo en el presecado previo al sinterizado y las fresas para el maquinado sufren menor desgaste (A. Persson et al., 2006).
2. Maquinado con bloques sinterizados: son bloques que han sufrido el proceso de cocción completo y de sinterización. Durante el maquinado de la restauración, las fresas de diamante o carburo son irrigadas y protegidas por un rocío de líquido frío para evitar el sobrecalentamiento del bloque, el cual se encuentra totalmente sinterizado y con características físicas y mecánicas adecuadas. Aunque se pueden usar diferentes cerámicas, las más utilizadas son las de alto contenido de leucita.

1.8.6. Materiales cerámicos para maquinado

1. Cerámicas vítreas

IPS Empress CAD®: es una cerámica reforzada con leucita de partículas homogéneas (SiO_2 , $\text{Al}_2\text{O}_3\text{K}_2\text{O}$), la cual permite la dispersión de la luz de una forma similar al esmalte, es fluorescente y translúcida, presenta una resistencia a la flexión de 137 ± 23 Mpa, que una vez maquinado puede caracterizarse con cerámica de maquillaje para posteriormente glasearse y mejorar la estética. Esta cerámica puede ser grabada con ácido fluorhídrico y así facilitar la adhesión a la estructura dental. Entre sus propiedades mecánicas encontramos resistencia a la flexión de 160 MPa, un módulo de elasticidad de 62 GPa y coeficiente de expansión térmica de 16,6-17,5 ppm/k. comercialmente se presenta en bloques monocromáticos que se encuentran disponibles con dos niveles de translucidez: HT (alta translucidez) y LT (baja translucidez). Los bloques Ht presentan menor valor que los LT y se indican especialmente para restauraciones parciales. Los bloques LT gracias a su alto valor de luminosidad, e pueden indicar para restauraciones completas de dientes anteriores. Los boques HT y LT están disponibles en varios colores y en cuatro tamaños.

Se han realizado estudios donde se evaluaron las restauraciones completamente cerámicas elaboradas por método de inyección con IPS Empress®, material cerámico que posee las mismas características físicas y químicas al IPS Empress CAD®, donde se logró establecer una probabilidad de supervivencia del 95,2% a los 11 años (98,9% en la zona anterior y (4,4% en la zona posterior) (Fradeani & Redemagni, 2002).

IPS e-max CAD® (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein): es un bloque de cerámica de disilicato de litio ($\text{Li}_2\text{S}_2\text{O}_5$) para la técnica CAD-CAM, compuesto por 70% cristales de $\text{Li}_2\text{S}_2\text{O}_5$ con un tamaño de partícula de 3-6 μ (figura 30). En esta fase cristalina intermedia, el bloque es fácil de tallar en un equipo CAD-CAM. El color de IPS e-max CAD® en fase cristalina va desde el blanco hasta azul grisáceo

pasando por azul. Este color es condicionado por la composición y la microestructura de la cerámica de vidrio. La resistencia a la fractura del material es de 130 MPa en la fase intermedia. El material posee un coeficiente de expansión térmica (100- 400 °C) de $10.15 \pm 0.4 \cdot 10^{-6}$ ppm/K.

Después de tallar los bloques de IPS e.max CAD se realiza el proceso de cristalización de la restauración durante 35 min en un horno de cerámica. El proceso de cristalización a 850°C origina una transformación de la microestructura, durante este los cristales de disilicato de litio crecen de forma controlada. La contracción vinculada a este proceso es de aproximadamente 0,2%, la cual es tomada en cuenta por el programa del equipo durante el maquinado.

La transformación de la microestructura establece las propiedades físicas finales tales como la resistencia a la fractura la cual oscila entre 360 y 400 MPa, y las propiedades óptimas como el color, la translucidez y la luminosidad. La estructura final es recubierta con cerámica vítrea feldespática. Los bloques se encuentran disponibles con dos niveles de translucidez: bloques MO (Opacidad Media) con cinco niveles de opacidad desde MO 0 hasta MO 4 para cofias con un grosor mínimo de la estructura de 0,8 mm para anteriores y 1,0 mm en paredes axiales de premolares, para luego cubrirlas con cerámica feldespática. La estructura debe llevar siempre el 50% del grosor de la restauración; y los bloques se encuentran disponibles en todos los tonos de la guía Vita clásica® (VITA Zahnfabrik, Alemania) y Chromascop (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Los bloques LT o de baja translucidez están indicados para carillas, coronas completas y puentes de tres unidades en la zona anterior. Se requieren estructuras con un grosor mínimo de 0,6 mm para carillas, 1,2 mm para restauraciones en anteriores y 1,5 mm para estructuras de posteriores. Durante el proceso de cristalización se pueden aplicar simultáneamente tintes y un material de glaseado logrando realizar restauraciones en una sola cita. Esta cerámica se adhiere a la estructura dental por medio de la microretención generada en su superficie interna después del grabado con ácido fluorhídrico a una concentración de 4,9% durante 60s, logrando así aumentar la

resistencia a la fractura y generando mejor desempeño clínico (Bindl, Lüthy, & Mörmann, 2006).

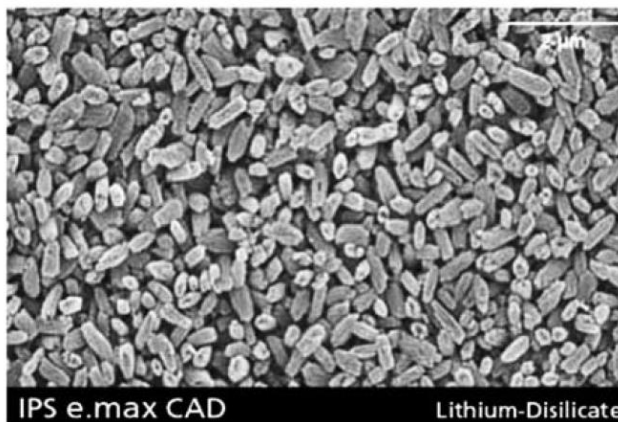


Figura 30. Micrografía de la estructura del disilicato de litio.

VITABLOCS Mark II®, Esthetic line®, Triluxe® (VITA Zahnfabrik, Alemania): son bloques compuestos de porcelana feldespática con un tamaño promedio de la partícula de 4 μm , constituida principalmente por Al_2O_3 (60-64%) y SiO_2 (20-23%) y otros óxidos como Na_2O - K_2O , que son sinterizados a 1.100 $^\circ\text{C}$. Presenta una resistencia a la fractura de 123 MPa.

Esta cerámica permite el grabado con ácido fluorhídrico debido a su alto contenido vítreo, el cual genera retenciones micromecánicas que permiten la adhesión a la estructura dentaria por medio de cementos resinosos disminuyendo la filtración marginal. Los bloques Mark II® son bloques monocromáticos, se encuentran disponibles en quince colores, seis tamaños y tres variantes de translucidez y saturación, con la posibilidad de ser caracterizados con cerámica; indicados especialmente para coronas parciales y completas individuales en anteriores. Los bloques Esthetic Line® poseen un alto grado de translucidez, y son indicados especialmente para carillas y coronas anteriores (figura 31).

Un estudio clínico evaluó el desempeño clínico de 36 restauraciones anteriores en un periodo de dos y cinco años, dieciocho restauraciones hechas con bloques Mark II® (VITA Zahnfabrik, Alemania) con sistema CAD-CAM, logrando un índice acumulado de supervivencia del 94,4% para este material. Otro estudio evaluó 2.328 restauraciones parciales hechas con bloques Mark II® (VITA Zahnfabrik,

Alemania) en 794 pacientes estableciendo un índice de supervivencia del 95,5% después de nueve años de seguimiento. Un estudio comparativo de restauraciones parciales hechas con cerámicas maquinables Mark II® (VITA Zahnfabrik, Alemania) y Dicor MGC (Dentsply PA) en dieciséis pacientes, evaluadas durante ocho años mostró el 90,6% de supervivencia (Pallesen & van Dijken, 2000).



Figura 31. Bloque de Triluxe Forte.

2. Cerámicas infiltradas

las cerámicas infiltradas son estructuras porosas y calcáreas de diferentes compuestos cerámicos que son sinterizados a 1,120°C durante 2h, posteriormente se infiltran con vidrio a una temperatura de 1,100°C por 4h, para aumentar su resistencia. Son utilizadas exclusivamente para la realización de estructuras cerámicas. Los bloques para maquinado se prefabrican industrialmente, el polvo de cerámica de óxido es comprimido a presión y presinterizado creando bloques porosos. A continuación se obtienen las estructuras mediante fresado a través de sistemas CAD-CAM aprovechando su débil estructura. En un segundo paso, esta estructura de macropartículas de cerámica de óxido es infiltrado con un vidrio especial con contenido de lantano. De este modo se obtiene la estructura cerámica VITA In-Ceram (VITA Zahnfabrik, Alemania) definitiva, prácticamente exenta de poros. La gran densidad de la partícula, así como los puentes de

sinterización entre las partículas de cerámica de óxido, conducen a la prevención de la formación y la expansión de fisuras y, por ende, a resistencia a la flexión y tenacidad de rotura muy elevadas. Los bloques se encuentran disponibles en tres materiales con propiedades ópticas y características mecánicas diferentes.

IN-Ceram Spinell® (VITA Zahnfabrik, Alemania): compuesta por óxido de magnesio (28%) y óxido de aluminio (72%) ($MgAl_2O_4$), con partículas de tamaño promedio de 2.5 a 4.0 μ m. Por sus características ópticas de translucidez y su resistencia flexural de aproximadamente 283MPa, con un CET de 7.6-10⁻⁶ppm/K, está especialmente indicada para estructuras de dientes anteriores y coronas parciales. En el estudio antes mencionado se evaluó el desempeño clínico de 36 restauraciones anteriores con estructura cerámica, 18 de estas restauraciones utilizaron bloques In-Ceram Spinell maquinados recubiertos con cerámica feldespática. En el periodo de observación de 2 a 5 años lograron una tasa de supervivencia del 91,7% (Bindl & Mormann, 2004).

IN-Ceram Zirconia® (VITA Zahnfabrik, Alemania): compuesta del 67 al 70% por óxido de aluminio (Al_2O_3) y el 30-33% reforzada con óxido de zirconio (Ce-ZrO₂), tetragonal, presenta el CET de 7.8-10⁻⁶/K y resistencia a la fractura de 600MPa. Estructuralmente se compone de 56% de óxido de aluminio (Al_2O_3), 24% óxido de zirconio (ZrO₂) y 20-23% de vidrio de lantano.⁸⁵ El óxido de zirconio aumenta significativamente la tenacidad y el límite de tensión de la cerámica aluminosa generando aumento de la resistencia a la propagación de fisuras. Los bloques se encuentran disponibles en dos tamaños para estructura de diente único y dos tamaños para estructuras de hasta cuatro unidades con un máximo de dos pónicos en dientes anteriores y tres unidades para dientes posteriores con un pónico. No hay estudios clínicos de seguimiento a largo plazo que establezcan el éxito y el comportamiento clínico de restauraciones con estructuras maquinadas en este material, posiblemente por la existencia de otros materiales con características mecánicas superiores.

IN-Ceram Alúmina® (VITA Zahnfabrik, Alemania): compuesta por óxido de aluminio (Al_2O_3) en el $74 \pm 3\%$ en volumen, con un CET de $7.2 \cdot 10^{-6}$ ppm/K, presenta contracción de sinterizado de 0,3%, una resistencia a la fractura de 505 ± 16 MPa. Está indicada como estructura de coronas completas para anteriores, posteriores y estructuras de hasta tres unidades con un pónico en el sector anterior; disponible comercialmente para maquinado en dos tamaños para estructuras de diente único y uno para estructura de tres unidades. Se reporta una tasa de supervivencia del 92% en 24 estructuras realizadas para dientes posteriores evaluados durante cinco años; no existen otros estudios que muestren el desempeño clínico a largo plazo de estructuras maquinadas para dientes anteriores o de tres unidades (Wassermann, Kaiser, & Strub, 2006).

3. Zirconio

El zirconio es un metal blanco-grisáceo, brillante y muy resistente a los ácidos y a la corrosión, aunque se puede disolver con ácido fluorhídrico (HF). Es más liviano que el acero y reacciona fácilmente con el oxígeno formando dióxido de zirconio (ZrO_2) o zirconia. La zirconia es un material inestable y polimórfico que puede estar organizado en tres diferentes patrones cristalográficos dependiendo de la temperatura: a temperatura ambiente y hasta 1.170°C la estructura es monoclinica, entre 1.170 y 2.370°C la estructura es tetragonal, y por encima de 2.370°C en fase cúbica hasta fundirse (Conrad, Seong, & Pesun, 2007). Las transformaciones de una fase tetragonal a una monoclinica por enfriamiento, arenado, impacto o por estrés sobre la superficie está acompañada del aumento localizado del volumen que puede variar entre el 3 y el 5% (Conrad et al., 2007). A medida que el material aumenta de volumen, las fuerzas internas de compresión se superponen en el punto crucial de la fractura, proporcionando resistencia, a este fenómeno se le conoce como transformación de endurecimiento. De la misma manera, el estrés provocado sobre la superficie puede ser suficiente para generar una falla estructural o lineal que altera el material y lo hace susceptible a la fractura. La mezcla de algunos óxidos como el óxido de magnesio (MgO), óxido de

calcio (CaO), óxido de ytrio (Y_2O_3) con la zirconia permiten estabilizar su estructura molecular y cristalográfica en una fase tetragonal, además controlan el estrés inducido por la transformación de fase tetragonal (t) a monoclinica (m), generando mayor tenacidad sobre la estructura.

El más utilizado es el óxido de ytrio, cuando este se agrega (Y_2O_3 3% mol) a la zirconia pura puede controlar el volumen de expansión y estabiliza la zirconia en una fase tetragonal a temperatura ambiente aumentando su resistencia flexural y a la fractura. Los bloques de zirconia estabilizada con ytrio pueden ser procesados, presinterizados o altamente sinterizados. Las propiedades dependen enormemente del tamaño de la partícula. Mientras más pequeña sea la partícula mayor estabilidad de zirconia parcialmente estabilizada con ytrio (3Y-TZP). Un tamaño de partícula menor de $1\mu m$ está asociado con la baja proporción de transformación de fase de tetragonal a monoclinica, tamaños por debajo de $0,2\mu m$ hacen imposible la transformación de fase. Altas temperaturas de sinterizado y tiempos prolongados generan mayor tamaño de partícula, la condición de sinterizado tiene alto impacto sobre la estabilidad y las propiedades mecánicas de este material. La zirconia (3Y-TZP) presinterizada para maquinado utiliza una temperatura de sinterización entre 1.350 y $1550^\circ C$ dependiendo de la casa fabricante; este intervalo tan amplio tiene consecuencias en sus propiedades. La sinterización posterior al maquinado previene el estrés inducido por la transformación de fase tetragonal a monoclinica, aunque sea necesario un posterior ajuste que implique tocar la estructura. La zirconia en presencia de H_2O genera un proceso degenerativo con múltiples consecuencias como la degradación de la superficie, el desprendimiento de partículas y microfracturas que van en detrimento de las propiedades mecánicas; por esta razón es importante que este material no quede expuesto al medio oral y debe ser recubierto por otras cerámicas con un coeficiente de expansión térmica de $10.4 \times 10^{-6} ppm/K$ o similar. La zirconia (3Y-TZP) tiene excelentes propiedades mecánicas; estabilidad dimensional y química, resistencia mecánica de $900-1,200 MPa$ y es la más utilizada para restauraciones dentales CAD-CAM (Guazzato, Albakry, Ringer, & Swain, 2004). Sus propiedades permiten utilizarla

como material para estructuras de restauraciones cerámicas principalmente en dientes posteriores debido a su opacidad.

Bloques de zirconio altamente sinterizados: algunos sistemas como DC-Zircon® (DSC Dental AG) y Denzir® (Cadesthetics AB) utilizan bloques de zirconia altamente sinterizados para maquinado de estructuras cerámicas. Los bloques son sinterizados por debajo de 1,500°C hasta alcanzar el 95% de densidad. Luego son procesados por presión isostática a temperaturas entre 1,400 y 1,500 °C, el material finalmente alcanza 99% de densidad con este tratamiento. Los bloques son maquinados por sistemas especiales que sufren mayor desgaste debido a la alta resistencia del material. Después del maquinado la estructura sufre algún grado de transformación de fase, por lo que requiere otro proceso de sinterizado para eliminar la tensión residual y posible falla del material.

Bloques de zirconia presinterizados: por lo general los bloques están formados de polvo compuesto de partículas aglomeradas con un diámetro promedio de 60µm y cada partícula está compuesta por pequeños cristales de 3Y-TZP con un diámetro promedio de 40Nm. Para aglomerar las partículas se utiliza un aglutinante que permite compactarlas bajo presión. Los bloques son producidos por presión isostática, dejando pequeños espacios entre las partículas compactadas de 20-30 nm (Denry & Kelly, 2008). El bloque finalmente se termina con el proceso de presinterizado, donde se elimina el aglutinante y se le dan las características mecánicas ideales para el maquinado, determinadas por el fabricante. Las temperaturas utilizadas durante este proceso deben ser bien controladas, porque si se utiliza una tasa de ascenso rápido se pueden generar fracturas en el bloque.

La contracción de sinterización de las restauraciones maquinadas debe ser técnicamente controlada en el horno. La contracción del material inicia a 1,000°C, en promedio alcanza el 25%; la temperatura de sinterizado final varía entre 1,350 y 1,550°C dependiendo de la casa fabricante, se realiza durante 2 a 5 h alcanzando densidad de más del 99%. Las estructuras son enfriadas en el horno a

una temperatura por debajo de 200°C para minimizar el esfuerzo residual. El grosor mínimo de las cofias individuales puede ser de 0,4-0,5mm y para puentes de 0,7mm. La densidad de cada bloque es determinada por el tiempo y temperatura de presinterizado. Las estructuras pueden ser coloreadas sin afectar las propiedades mecánicas, ya que no se altera la fase cristalina del bloque; el color se logra adicionando óxidos metálicos durante la conformación del bloque o por inmersión en soluciones con varias sales metálicas como cerium, bismuto, hierro o una combinación de estas; el color dependerá de la concentración (0,01 mol%) y temperatura de sinterizado final.

4. Alúmina altamente sinterizada

Procera Alúmina-All ceram® (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suecia): esta técnica fue desarrollada por Andersson y Odén en 1998 y está indicada exclusivamente para estructuras de carillas, de restauraciones completas y puentes fijos de cuatro unidades para el sector anterior hasta premolares con un solo pónico, las cuales deben ser cubiertas con cerámica feldespática como blindaje con un coeficiente de expansión térmica cercano a 7×10^{-6} ppm/K. Este tipo de cerámica se caracteriza por su alta translucidez y fluorescencia y consta de un núcleo de alúmina con contenido de óxido de aluminio (Al_2O_3) del 99,9%. La estructura es sinterizada a 1,550°C por una hora, eliminando la porosidad y obteniendo así una estructura cristalina con promedio del tamaño de partícula de 4μ y resistencia flexural de 600 ± 80 MPa. Durante la preparación dental se requiere reducir la superficie oclusal entre 1.5 y 2mm como mínimo, las paredes axiales 1-1.3mm y una terminación en chaflán con una profundidad mínima de 0.8mm, que permita obtener una estructura con espesor mínimo de 0.4mm para dientes anteriores y 0,6 mm para dientes posteriores; después esta estructura es recubierta con una cerámica de suficiente espesor para permitir niveles óptimos de resistencia que superen los 700 MPa (Harrington, McDonald, & Knowles, n.d.).

Odén A, y colaboradores en 1998 evaluaron 100 restauraciones Procera All-ceram® (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden) y en un periodo de cinco años, seis

restauraciones fallaron y determinaron una tasa de supervivencia del 94%. Odman, P y colaboradores en el 2001 evaluaron 87 estructuras Procera All-ceram, 23 anteriores y 64 posteriores, durante 7.6 años, estableciendo una tasa de supervivencia a los cinco años de 97.7% y a los 10 años del 93.5% con una tasa de éxito del 97.7% a 5 años y 92.2% a 10 años (Odman & Andersson, 2001).

VITA In-Ceram AL® (VITA Zahnfabrik, Alemania): son bloques pre sinterizados a partir de óxido de aluminio policristalino puro (Al_2O_3 100%) para la tecnología CAD-CAM. El óxido de aluminio puro sinterizado a la máxima densidad con una resistencia a la flexión inicial mayor de 500MPa, está indicado para estructuras de coronas y puentes fijos en zonas con alta exigencia estética. Su CET es de aproximadamente de 7.3×10^{-6} ppm/K se sitúa en el rango de las cerámicas de infiltración VITA In Ceram (VITA Zahnfabrik, Alemania), y por lo tanto se recubre con VITA VM7® (VITA Zahnfabrik, Alemania). Se maquinan en un estado “blando” o presinterizadas donde todavía no logra su máxima densidad, ya que es una estructura porosa. Durante la sinterización, los cristales se compactan, hasta que los canales de aire se llenan de la sustancia sólida cerámica. El bloque se sinteriza a la máxima densidad con un tamaño promedio de las partículas de 2 μ m, en este proceso se genera una contracción del 15 al 20%. Los bloques se encuentran disponibles en dos tamaños, para estructuras de coronas individuales y para estructuras de varias piezas. Estas estructuras se pueden pigmentar antes de la cocción de sinterización con un líquido provisto por la casa comercial llamado “AL Coloring Liquid” para lograr los cinco niveles de claridad de la guía VITA System 3D-Master (VITA Zahnfabrik, Alemania). En la actualidad no existen estudios clínicos longitudinales que evidencien el comportamiento clínico de este material.

1.8.7. Sistemas CAD-CAM

PROCERA® (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suecia)

Desarrollado por el Dr. Motts Andersson en la Universidad de Umea, Suecia, en el año 1997 e introducido al mercado odontológico por la empresa Nobel-Pharma, actualmente Nobel-Biocare (figura 32). El principio básico es la lectura de un troquel de yeso o matriz de un encerado mediante un escáner de contacto. El escáner Procera® Piccolo (Nobel Biocare, Goteborg) y Procera® Forte (Nobel Biocare, Goteborg) utilizan un sensor o bola de rubí de diferentes diámetros; la finalidad es realizar el barrido de la superficie del patrón y convertir la información obtenida en puntos tridimensionales logrando una reproducción del patrón de alta fidelidad, convirtiéndolo así en una imagen digital que es procesada en el Procera® Software 2.0 de la misma casa comercial; en este sistema se diseña la estructura y se especifica el material deseado: alúmina altamente sinterizada o zirconia. Los datos digitalizados son enviados vía Internet a un centro de producción donde es elaborado y confeccionado un troquel sobredimensionado del patrón enviado, sobre este modelo se inyecta bajo presión isostática el material de la estructura y luego se maquina y se sinteriza. La estructura es devuelta vía correo al laboratorio u odontólogo para ser terminada, finalmente la restauración es recubierta con cerámica de baja fusión (M. Persson et al., 1995).

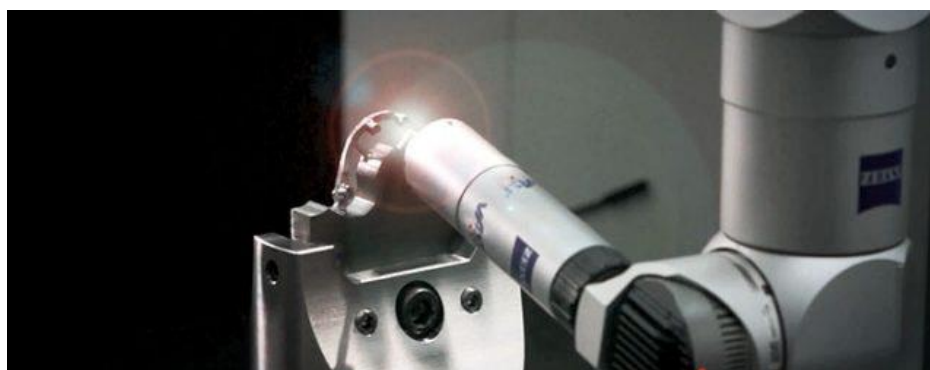


Figura 32. All NobelProcera prosthetics. <https://www.nobelbiocare.com/be/en/home/products-and-solutions/dental-prosthetic-solutions/cad-cam-prosthetics-for-labs/dental-prosthetic-services.html>

Everest® (Kavo, Alemania)

Este sistema, al igual que los demás, se compone de una unidad de escaneo Everest® (Kavo, Alemania) con precisión de 1:1 que registra la geometría de un modelo tomado de las preparaciones dentales con una cámara CCD (siglas en inglés de chargecoupled device: ‘dispositivo de cargas [eléctricas] interconectadas’) de alta calidad con una resolución de 1.392 x 1.040 píxeles con un proceso topométrico en 3D y una amplitud del campo de medición 60 x 80mm. La casa comercial reporta una precisión del sistema extremadamente elevada (menor de 20µm de adaptación). Los datos del escaneado son llevados al programa “surface®” de Kavo para detectar automáticamente el margen de la preparación, y la superficie y las extrapola de forma aritmética. Una vez diseñada la estructura con las indicaciones precisas se pasan los datos a una máquina de fresado, la Everest Engine® (Kavo, Alemania. Figura 33) que mediante cinco ejes de procesamiento simultáneo permite el fresado de hasta de 28 unidades y estructuras de 14. Una vez maquinada la estructura se sinteriza en el Everest Therm® (Kavo, Alemania) totalmente automático lo que garantiza un sinterizado completo del material. Este sistema está indicado para coronas parciales, cofias, coronas completas y estructuras de hasta 14 unidades en función de la geometría (M. Persson et al., 1995).



Figura 33. Everest Engine®, Kavo.

http://www.medicalsintl.com/Content/uploads/Division/150819102027715~Everest_CAD_CAM_System_en_1_004_7802.pdf

CEREC® (Sirona) CEREC in Lab® (Sirona)

El método de “reconstrucción de cerámica” CEREC por sus iniciales en inglés (CEramic REConstruction) como fue llamado inicialmente, fue diseñado para restauraciones parciales y utilizaba un disco durante el maquinado (figura 34). Este sistema se diseñó con el objetivo de realizar restauraciones indirectas en poco tiempo, confeccionadas y cementadas en la misma consulta odontológica y con el objetivo de eliminar la intermediación del laboratorio. Para este fin se utilizó inicialmente cerámica feldespática. Más adelante la multinacional Siemens (Múnich, Alemania) incorpora al sistema de maquinado una fresa de diamante adicional y realiza mejoras en el programa de diseño que permitió maquinar coronas completas incluyendo la anatomía oclusal y fue denominado CEREC 2. Posteriormente los avances tecnológicos e industriales permiten cambiar los discos de diamantes por fresas para el maquinado de las restauraciones y generaron el sistema CEREC 3 con avances adicionales en el software de diseño tridimensional de las restauraciones. En 2006 se efectuaron mejoras adicionales al programa de diseño, se incorporaron más y mejores herramientas e incluyeron algunos comandos en el programa que optimizaron el resultado de las restauraciones. Se incorporaron fresas de diamante de menor calibre que permiten hoy día obtener restauraciones parciales, completas y estructuras con mayor detalle. En 2008 fue introducido al mercado el CEREC Connect, permitiendo que los más de 8.500 usuarios en el mundo de CEREC transfieran electrónicamente impresiones digitales a cualquier laboratorio que haya incorporado la tecnología de CAD-CAM inLab de Sirona. CEREC® (Sirona) fue uno de los primeros sistemas para restauraciones CAD-CAM en el mundo y lleva más de 20 años en el mercado (Mörmann, 2006).

El sistema CEREC® (Sirona) se compone de un escáner o unidad de captación de imagen con resolución de 50 μm que permite obtener la imagen tridimensional de la preparación dental y estructuras adyacentes gracias al principio de triangulación activa. El segundo componente es el programa o software que permite el diseño de las restauraciones o estructuras, y por último la máquina de

fresado o fresadora que se encarga de reproducir el diseño realizado. Este equipo utiliza fresas de diamante de corte en brazos robóticos para modelar o esculpir una estructura o restauración en pocos minutos. El sistema ha demostrado buenos resultados en estudios clínicos con tasas de supervivencia del 90.4% a 10 años y 88.7% después de 17 años con restauraciones parciales. En una revisión de literatura con 24 estudios clínicos sobre el comportamiento de restauraciones CAD-CAM con el sistema CEREC se encontraron tasas de supervivencia del 97% a cinco años y del 90% a diez años para restauraciones parciales y coronas completas (Fasbinder, 2006).



Figura 34. CEREC® (Sirona) CEREC in Lab® (Sirona).

<http://www.sirona.com/es/actualidad/noticias-y-prensa/odontologia-digital-news-detail/29296/>

LAVA® (3M ESPE)

El centro de producción y fresado que utiliza LAVA incluye un escáner especial de proyección de luz, libre de contacto (Lava Scan® 3M ESPE, St Paul, MN), una máquina de fresado (Lava Form® 3M ESPE, St Paul, MN, figura 35), un horno de sinterización (Lava Therm® 3M ESPE, St Paul, MN) y su propio programa de diseño.⁹⁹ Las preparaciones dentales y demás estructuras necesarias son completamente escaneadas con un sistema óptico sin contacto mediante un patrón de franjas de luces blancas. Aproximadamente 120.000 datos de puntos son medidos y digitalizados para cada muñón, zona edéntula y registro de mordida. El sistema detecta automáticamente el margen de la preparación usando los puntos más bajos y al mismo tiempo más distantes del muñón, por tal razón se requiere realizar preparaciones tal como lo indica la casa comercial; una terminación en chaflán circunferencial con un ángulo horizontal de al menos 5°. La preparación del ángulo vertical debe ser de al menos 4°. El ángulo interior de la preparación debe tener un contorno redondeado. Todos los bordes oclusales e incisales deben redondearse y se debe evitar cualquier socavado en la preparación. El borde marginal o cervical de la preparación debe ser continuo y claramente visible. Todos los muñones, rebordes y todos los demás segmentos necesitan poder desmontarse del modelo y tener un lugar definido en la base. Para un análisis óptimo de la situación, la altura máxima del modelo en el área de escaneado, medido desde la base hasta el borde incisal, no debe exceder los 40 mm. El escaneado dura aproximadamente 5 min por cada muñón y 12 para una estructura de tres unidades. Una vez diseñada la estructura, los conectores y el registro oclusal, la máquina de fresado maquina una estructura alargada en el 20-25% para compensar la contracción del material. El maquinado tiene duración promedio de 35 min por corona y de 75 min para una estructura de tres unidades. La estructura de Zirconia Lava® (3M ESPE, St Paul, MN) es llevada al horno para ser altamente sinterizada en un proceso sistematizado que dura 8 h incluyendo el tiempo de enfriamiento.

La estructura queda lista para ser recubierta con cerámica con un CET similar al del zirconio, la casa comercial sugiere el uso de Lava Ceram® (3M ESPE, St Paul, MN). A diferencia de los demás sistemas, Lava® solo utiliza zirconia parcialmente estabilizada con ytria como material para sus estructuras y está limitado solo para coronas individuales y estructuras hasta de 3 unidades (Piwowarczyk, Ottl, Lauer, & Kuretzky, 2005; Raigrodski et al., 2006).



Figura 35. Lava Form® 3M ESPE. <http://multimedia.3m.com/mws/media/4257380/lavatm-form.pdf>

CAPÍTULO II

2. ANTECEDENTES

El comienzo de la odontología estética y mínimamente invasiva con carillas, comenzó en los años 20's, cuando las técnicas de proyección de cine mejoraron haciendo que se apreciaran más los defectos estéticos, debido a esto los productores exigieron a los artistas que mejoraran sus imperfecciones, principalmente los de la sonrisa.

Fue aquí cuando el Dr. Charles Pincus, dentista de Beverly Hills, intento mejorar el aspecto estético de sus pacientes, siendo estos principalmente actores. Desarrollo así las carillas cerámicas, que tenían como características, estética, comodidad, que no interfirieran en la fonación y que se lograran mantener en boca durante el periodo de rodaje. La técnica consistió en cocer una capa fina de porcelana sobre un papel aluminio, diseñando unas carillas ferulizadas cementadas temporalmente en los dientes de los actores, ya que las técnicas adhesivas aun no eran eficientes.

El inconveniente de estas carillas es que carecía de adhesión que posibilitara su estabilidad en boca a largo plazo. Oscar Hagger el 1949 patento una resina acrílica restauradora autopolimerizable en base al dimetacrilato de ácido gliserofósforico.

Posteriormente Knoch y Gleen el 1951, incorporaron las partículas cerámicas de relleno a las resinas de dimetacrilato. En 1955 Buonocuore consiguió grabar la superficie del esmalte con ácido fosfórico al 85% para promover la adhesión adamantina, sin embargo, no logro la unión entre el diente y la cerámica.

Ray Bowen patentó el BIS-GMA en el año de 1962, mejorando las resinas acrílicas. El 1966 Newman y Shape eliminaron el material de relleno inorgánico de la resina para producir una resina de baja viscosidad, que permite ocupar los espacios creados por el ácido en la superficie adamantina. Esta fue la primera resina en adherirse al diente.

Durante el año de 1970 se creó la resina autopolimerizable, y se comienzan a desarrollar las carillas directas de composite. En 1972 el Dr. Alain Rochette publica un artículo donde describe un nuevo concepto de adhesión entre esmalte grabado y restauraciones de porcelana sin grabar. A ésta, la porcelana, se le aplicaba un producto, el silano, para facilitar la adhesión química de un cemento de resina sin partículas de relleno.

Aunque los resultados obtenidos a lo largo de un año fueron excelentes, durante mucho tiempo se dejó de hablar de su producto. También en la década de los 70's, fue introducido el sistema Mastique (Caulk- Densplay), el cual consistía en carillas plásticas prefabricadas en varios colores y formas. Este sistema proponía una técnica simple y duradera que transformaría a los dientes estéticamente comprometidos a través de las carillas.

En la práctica había dificultad para adaptarlas, la unión de la resina cementante era poco estable, ocasionando microfiltración o descementación completa de la carilla. También había problemática debido a que presentaban una rápida decoloración y pigmentación.

Pasaron los años hasta que los doctores Simonsen y Calamia, en la década de los 80, descubren el efecto de grabado del ácido fluorhídrico sobre la cerámica, para unir mejor a esta con el agente cementante. El grabado de la cerámica provee porosidades, haciendo que estas queden libres y aumenten la unión, además rindan mejores características.

La mejora continua de materiales y técnicas protésicas han mejorado con el paso del tiempo y han permitido que el aspecto estético de las restauraciones se fundamente en materiales cerámicos libres de metal.

La estética se ha dirigido principalmente al sector anterior, sin embargo, los pacientes han llevado su preocupación estética a toda la cavidad oral.

Es por eso que, siguiendo la misma técnica para carillas anteriores, surgió la propuesta de realizar el tratamiento de carillas oclusales o Table tops.

Las carillas oclusales o table tops son restauraciones muy finas extraorales, que requieren una mínima y sencilla preparación que considera la anatomía, el color, la oclusión y la estética. Están indicadas para restaurar dientes posteriores en su cara oclusal que han sufrido cambios en su función y estética debidos al desgaste dental. También es muy recomendado este tratamiento para rehabilitaciones completas que requieran aumento de la dimensión vertical. Su fabricación se realiza mediante la técnica de maquillaje.

Diversos autores han realizado investigaciones para que esta propuesta sea fiable y se pueda aplicar clínicamente.

En un estudio realizado el 2015 por Martin Sasse (Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic), se utilizaron setenta y dos molares extraídos y los dividieron en tres grupos de prueba (N = 24) dependiendo de la ubicación de la preparación para la carilla oclusal únicamente dentro del esmalte, o en el interior de la dentina. Para cada grupo de prueba, las restauraciones oclusales de cerámica libre de metal se fabricaron a partir de bloques de cerámica de disilicato de litio (IPSe.max CAD) en tres subgrupos con diferentes grosores que varían de 0.3 a 0.7 mm en los surcos y de 0.6 a 1.0 mm en las cúspides. Las carillas fueron grabadas (5% HF), silanadas y unidas con

adhesivo utilizando autograbado y una resina de cementación compuesta (MultilinkPrimer A / B y Multilink Automix). Después del almacenamiento de agua a 37 ° C durante 3 días y ciclado térmico durante 7500 ciclos a 5-55°C, las muestras se sometieron a carga dinámica en un simulador de masticación con 600,000 ciclos de carga a 10 kg combinados con ciclos térmicos. Las muestras no fracturadas se cargaron hasta la fractura usando una máquina de prueba universal. El resultado fue que solo las muestras del grupo con la dimensión más gruesa (0,7 mm en los surcos, 1,0 mm en cúspide) sobrevivieron a la carga cíclica sin ningún daño. Las tasas de supervivencia en los subgrupos restantes variaron de 50 a 100% para sobrevivir con algún daño y de 12.5 a 75% para sobrevivir sin ningún daño. Las medianas de la resistencia a la fractura final variaron de 610 a 3390 N. En grupos con menor espesor cerámico, el cementado a la dentina o composite proporcionó una resistencia a la fractura estadísticamente significativa ($p \leq 0.05$) mayor que la cementación solo al esmalte. El grosor de las carillas cerámicas oclusales tuvo una influencia estadísticamente significativa ($p \leq 0.05$) en la resistencia a la fractura. Significación. Los resultados sugieren utilizar un espesor de 0,7-1 mm para restauraciones cerámicas de disilicato de litio oclusal retenidas, no adhesivas y de cobertura completa (Sasse, Krummel, Klosa, & Kern, 2015a).

CAPÍTULO III

3.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El esmalte dental está diseñado para resistir agresiones del ambiente oral, actúa como un escudo para proteger a los demás tejidos del diente como son la dentina y la pulpa. Es muy común que el esmalte tenga una reducción o se desgaste por condiciones biológicas como el envejecimiento, caries u otros factores como enfermedades gastrointestinales o trastornos alimenticios. Además, existen cuatro fenómenos distintos que pueden propiciar el desgaste dental; dentro de los cuales destacan: la abrasión, la atrición, la abfracción y la erosión. Desafortunadamente estas lesiones son diagnosticadas cuando se encuentran en una etapa avanzada, es decir que se ha producido una pérdida sustancial del tejido.

En la odontología restauradora el tratamiento principal para dientes con desgaste excesivo es el tallado del tejido remanente para la posterior restauración con una corona total elaborada de algún material dental con adecuada resistencia mecánica y que además ofrezca una satisfactoria estética.

Las coronas completas metal/cerámica son las más utilizadas en la odontología, pero se han ido sustituyendo debido a que requieren de preparaciones con hombros profundos y chaflanes las cuales están asociadas con microfiltración, aparición de caries secundaria, inflamación gingival y complicaciones pulpares. La mayoría de las veces cuando se lleva a cabo este tipo de rehabilitaciones implica el tratamiento de conductos, la subsecuente colocación de una restauración intraradicular y esto compromete el tiempo de vida de la restauración y el diente.

3.2. JUSTIFICACIÓN

Se ha reportado que, los tratamientos restauradores más utilizados en pacientes con desgaste severo en dientes posteriores, son los que requieren de preparaciones parciales con geometría macro-retentiva, como son las **restauraciones onlay** y las **coronas totales**. Las incrustaciones cerámicas adhesivas onlay han tenido una confiabilidad a largo plazo, con una tasa de tiempo de vida del 88.7% después de 17 años y un 84% después de 12 años. (Magne et al., 2010). Dando como resultado el incremento de alternativas para lograr tratamientos conservadores, que son capaces de modificar la estructura dental en forma, tamaño y color, los cuales también requieren menor tiempo de trabajo técnico y tienen un buen resultado.

Una de las opciones que tenemos al querer rehabilitar a un paciente con destrucción severa es restaurar mediante la aplicación de los principios utilizados en las carillas cerámicas del sector anterior para proponer las **carillas oclusales o topes oclusales**. Los cuales son restauraciones indirectas novedosas, que generan beneficios en aquellos casos donde se ha perdido tanto la anatomía oclusal del sector posterior, así como la dimensión vertical. Esta técnica restaurativa requiere una preparación no invasiva, y su objetivo principal es la preservación de la estructura dental en comparación con las preparaciones para coronas totales.

Se ha evidenciado que el tratamiento en dientes con lesiones de desgaste requiere de preparaciones no retentivas y materiales resistentes. La combinación de la tecnología CAD-CAM, un buen protocolo de adhesión y el desarrollo de materiales resistentes y altamente estéticos como el disilicato de litio, han hecho enfoques aún más conservadores.

Aunado a todo lo antes mencionado, actualmente no existe evidencia científica que sustente la adhesión a largo plazo de este tipo de restauraciones, es por eso que nos surge el interés de realizar un estudio in vitro que proporcione información que nos permita saber si podemos utilizar este tratamiento en pacientes con desgaste dental y si este tendrá adecuado desempeño adhesivo a largo plazo.

3.3. HIPÓTESIS

Las carillas oclusales de disilicato de litio cementadas en dientes con desgaste fisiológico severo y con preparación chaflán; presentarán una adecuada resistencia al desprendimiento.

3.4. OBJETIVO GENERAL

Evaluar el comportamiento adhesivo in vitro de restauraciones dentales del tipo **carillas oclusales** de disilicato de litio después de haberse aplicado un ciclo de envejecimiento acelerado a 134° C bajo 2 bars de presión durante 1h (3-4 años en ambiente bucal). Para comprender sus posibles ventajas y desventajas; para así proponerlas como un posible tratamiento restaurador conservador en rehabilitaciones dentales completas de pacientes con desgaste severo en sector posterior.

3.5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Medir la resistencia al desprendimiento de las carillas oclusales de disilicato de litio adheridas a los dientes con desgaste.
- Medir el área (en milímetros cuadrados) de residuos de cemento/restauración en cada diente después de haber aplicado la carga en la máquina universal de pruebas.
- Interpretar la cantidad de residuos de cemento/restauración (índice ARI) en cada diente después de haber aplicado la carga en la máquina universal de pruebas.

3.6. DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

3.6.1. Tipo de estudio

Observacional: Debido a que se examinó el comportamiento de los topes oclusales para la rehabilitación de dientes con desgaste oclusal severo, donde se llevaron a cabo mediciones de adhesión interpretada en 3 escalas de medición (MPa, índice ARI y área de residuos).

Longitudinal: Se observó al mismo grupo de muestras de manera repetida a lo largo de un periodo de tiempo específico, durante la investigación de carácter científico. Así mismo, se estudió la tendencia y cambios en cuanto adhesión dependiendo del tipo de acondicionamiento mecánico del sustrato.

Prospectivo: A partir de las mediciones y análisis correspondientes se observó cuál de los dos grupos tuvo mejor adhesión.

3.6.2. Variables dependientes (tabla 9)

- Adhesión.

3.6.3. Variables independientes (TABLA 10)

- Restauración de Disilicato de litio.
- Sustrato de dentina o esmalte.
- Tipo de preparación
- Material de restauración.
- Tipo de cemento.
- Tipo de adhesivo.
- Envejecimiento acelerado.

3.6.4. Tamaño de la muestra

- 30 dientes humanos posteriores extraídos quirúrgicamente.

3.6.5. Criterios de inclusión

- 30 dientes humanos posteriores extraídos.
- Dientes Sanos, con caries oclusal grado 1 o desgaste dental leve.

3.6.6. Criterios de exclusión

- Dientes con caries grado 2, 3, 4.
- Fracturas en corona o raíz.
- Alteraciones morfológicas o estructurales.

3.6.7. Criterios de eliminación

- Dientes que se fracturen o tengan caries grado 2, 3 y 4 al momento de hacer las preparaciones.

VARIABLES DEPENDIENTES			
VARIABLE.	DEFINICIÓN CONCEPTUAL.	DEFINICIÓN OPERACIONAL.	ESCALA DE MEDICIÓN.
Adhesión.	Está definida como la atracción que se produce entre las moléculas de dos superficies de diferente naturaleza en su interfase.	Resistencia mecánica al desprendimiento.	MPa.
		Medición del área de cemento residual sobre la superficie.	mm ²
		Evaluación del cemento residual sobre la superficie de acuerdo al índice ARI.	0, 1, 2, 3.

Tabla 9. Tabla descriptiva de variables dependientes.

VARIABLES INDEPENDIENTES

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	DEFINICIÓN OPERACIONAL	ESCALA DE MEDICIÓN.
Disilicato de litio.	Cerámica vítrea que se utiliza en odontologías para restauraciones, la cual tiene propiedades ópticas mimetizables con las del diente.	IPS e.max Press HT A1 pcs.	Pastilla
Sustrato.	<i>Esmalte:</i> Es el tejido más duro del organismo, de aspecto vítreo, brillante y translucido.	Dientes posteriores sanos de recién extracción.	Esmalte
	<i>Dentina:</i> Tejido mineralizado de mayor volumen en el diente, compuesto en su mayoría de matriz inorgánica (Chevalier, 2006).		Dentina
Adhesivo.	Sustancia que tiene la capacidad de unir dos superficies.	OptiBond, One coat SL.	ml
Cemento.	Sustancia que se utiliza para unir dos superficies, compuesto por un polvo y un líquido.	Cemento dual BisCem, Bisco®; Translucido.	g
Tipo de preparación	<i>Desgaste fisiológico:</i> desgaste de la estructura dental de forma fisiológica o patológica, como el resultado del contacto diente a diente que involucra las superficies incisales y oclusales. ⁶	Dientes posteriores sanos de recién extracción.	Desgaste fisiológico. Desgaste con chaflán.
	<i>Desgaste con Chaflán:</i> Tipo de terminación ideal para carillas, hecho con un segmento de círculo que permite buen espacio para la restauración. ⁶		

Material de restauración	Disilicato de litio: es un material cerámico de alta resistencia, que se produce a partir de procesos de control de nucleación y cristalización del vidrio a través del calor.	IPS e.max press®.	Disilicato de litio
Envejecimiento acelerado	Es un procedimiento en el cual los especímenes son sometidos a un ciclo de esterilización con vapor a 134°C durante una hora, lo cual producirá un efecto de envejecimiento de 3-4 años. (Chevalier, 2006)	Envejecimiento acelerado mediante aplicación de un ciclo de autoclave de 134° C bajo 2 bars durante 1h (3-4 años a 37 °C en boca)	Años/ ° C

Tabla10. Tabla descriptiva de variables independientes.

CAPÍTULO IV

4. MÉTODO DE PRUEBAS

4.1. Recolección y acondicionamiento de dientes naturales

4.1.1. Material e instrumental

- 30 dientes posteriores humanos extraídos.
- Curetas.
- Frasco.
- Pinzas de curación.
- Loseta de vidrio.
- Vaselina.
- Tubo de PVC 60mm de diámetro.
- Arco y segueta.
- Acrílico líquido autopolimerizable (Opti-Cryl®).
- Espátula tipo Tarno.

4.1.2. Método

Se seleccionaron 30 dientes extraídos posteriores (terceros molares) sanos o con caries grado I sin fracturas.

Se le hizo eliminación de cálculo con curetas y se mantuvieron en agua a temperatura ambiente.

Una vez limpios, los dientes, en un recipiente de vidrio se mezclaron polímero-monómero en porción volumétrica 3:1 de acuerdo a las instrucciones del fabricante.

La mezcla se vertió dentro de los moldes de PVC, se colocaron los dientes dentro del acrílico vigilando que la unión cemento- esmalte quedara libre 3mm sobre el acrílico y se dejaron polimerizar en condiciones ambientales.

Finalmente, todos los dientes se numeraron (figura 36 a 38).



Figura 36. Diente seleccionado para prueba de adhesión.



Figura 37. Vista oclusal de diente posicionado y fijado en sujetador de PVC mediante PMMA autopolimizable.



Figura 18. Vista lateral de diente posicionado y fijado en sujetador de PVC mediante PMMA autopolimizable.

4.2. Preparación de dientes (tallado dental)

4.2.1. Material e instrumental

- Pieza de alta velocidad.
- Fresas de diamante grano fino, forma troncocónica, balón y de bola.
- Lentes de protección.
- Cubrebocas.
- Guantes.
- Bata blanca.
- Lubricante para pieza de mano.
- Simulador dental.
- Eyector.

4.2.2. Método de tallado para simulación de desgaste fisiológico

Los 30 dientes posteriores seleccionados, se prepararon simulando el desgaste oclusal, dejando exposición de tejido dentinario.

Cabe resaltar que la preparación se estandarizó para simular la erosión avanzada en las superficies oclusales.

Posteriormente, se obtuvo una exposición dentinaria completa en oclusal, mediante la eliminación selectiva del esmalte oclusal, con una fresa troncocónica de diamante grano fino con punta redondeada (figura 39).

Los márgenes bucal y palatino se mantuvieron aproximadamente 5mm hasta las UCE y 1,5 o 2,0 mm por encima del surco central, manteniendo la inclinación cúspide lo más posible (figura 40).

A partir de esto, la muestra de dientes se dividió en dos grupos basados en el tipo de preparación (figuras 41 y 42):

- Grupo 1: Dientes con simulación de desgaste fisiológico. (n=15)
- Grupo 2: Dientes con simulación de desgaste fisiológico y chaflán. (n=15)



Figura 39. Exposición de dentinaria con instrumento rotatorio troncocónico de diamante vista lateral.

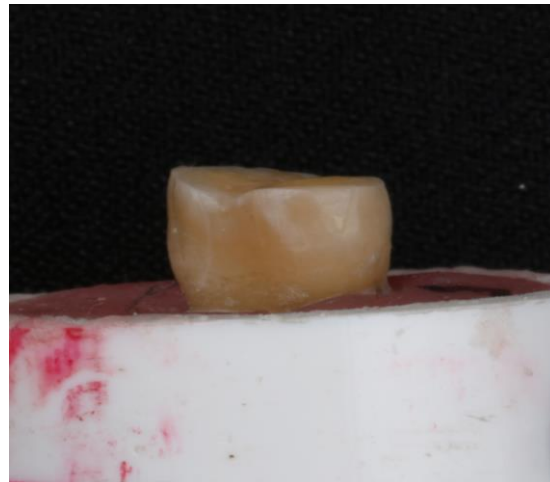


Figura 40. Simulación de desgaste fisiológico vista lateral.



Figura 41. Grupo 1, simulación de desgaste fisiológico.



Figura 42. Grupo 2, simulación de desgaste fisiológico y chaflán.

4.2.3. Método de tallado para simulación de desgaste fisiológico con chaflán

Se seleccionaron 15 para realizar la preparación de las carillas oclusales con terminación en chaflán. No se realizaron preparaciones con bordes afilados y se delimitó una terminación con bordes internos redondeados o con chaflán lo suficientemente amplios utilizando una fresa troncocónica de diamante con grano fino (figura 43).

Al preparar el hombro con terminación chaflán, el grosor fue de 1mm y sus bordes internos estuvieron bien definidos y redondeados. De igual forma la cara oclusal debió ser reducida en 1 mm aproximadamente con un instrumento rotatorio en forma de balón con grano fino. Dicha reducción se realizó de acuerdo a la forma del diente, preservando la mayor cantidad de esmalte posible (figura 44).



Figura 43. Preparación de carillas oclusales con terminación chaflán.



Figura 44. Reducción de la cara oclusal con instrumento rotatorio en forma de balón grano fino.

4.3. Elaboración de restauraciones (topes oclusales)

4.3.1. Material, instrumental y equipo (CAD-CAM)

- Silicona por adición Express STD (3M ESPE, USA).
- Yeso tipo IV (escribir marca).
- Disco de cera Sagewax® blue W-98-18-WX-BL (Sagemax, USA)
- Software CAD Dental system® (3Shape A/S, Copenhagen K Denmark).
- Software CAM Easyshape® (Roland DGA Co).
- Escáner de laboratorio D700® (3Shape A/S, Copenhagen K Denmark).
- Fresadora DWX-50® (Roland DGA Co).

4.3.2. Diseño digital y fresado en cera de las restauraciones

- I. Se tomó impresión de los dientes ya preparados con polivinilsiloxano y posteriormente se obtuvo el positivo en yeso tipo VI (figura 45 a 46).
- II. Se realizaron dados de trabajo a los cuales se escanearon uno a uno (escáner D700 3Shape®, figura 47 a 48) y se diseñaron las restauraciones con ayuda del software de diseño (Dental System 3Shape®, figura 49) y el diseño consistió en la generación de un espacio de 11 µm para el agente cementante y se determinó un grosor central promedio de 1.08 mm y una altura promedio de cúspides de: MV= 2.44 mm, MP/L= 2.51 mm, DV= 2.33 mm y DP/L= 1.88 mm. En la tabla 11 y 12 se muestran las medidas de cada restauración.
- III. Posteriormente, se generó un archivo STL de cada restauración y se transportaron a la computadora que contiene el software CAM (Easysshape Roland®) y se fresaron en cera (en la máquina DWX-50, Roland DGA Co®) (figura 50, 51, 52).

MEDIDAS DE LAS RESTAURACIONES EN DIENTES CON DESGASTE FISIOLÓGICO										
Diente	Cuspides mm					Surcos mm				
	Mv	Mp/l	Dv	Dp/l	Central	Mesial	Distal			
1	2.13	3.03	2.41	2.30	1.00	0.85	1.31			
2	2.59	2.70	2.67	2.32	1.06	1.23	1.13			
3	2.66	2.53	2.44	1.99	1.19	1.12	0.70			
4	2.67	2.54	2.41	2.04	1.19	1.44	1.11			
5	1.89	2.26	1.90	2.10	0.76	0.78	0.91			
6	2.72	2.57	2.32	2.01	1.05	1.14	1.11			
7	2.65	3.06	2.87	2.13	1.71	1.41	0.97			
8	2.54	2.48	2.20	1.64	1.50	1.27	1.23			
9	1.59	2.17	1.94	1.37	1.19	0.76	0.81			
10	2.72	2.42	2.24	1.32	1.28	1.32	1.04			
11	2.52	2.57	2.22	1.70	1.31	1.03	1.01			
12	2.32	2.66	2.32	1.66	1.20	1.18	1.04			
13	2.45	2.40	2.28	2.32	1.00	1.15	1.18			
14	2.82	2.26	2.28	1.62	0.95	0.97	0.82			
15	2.35	2.04	2.49	1.77	1.01	0.77	1.08			

Tabla 11. En donde se muestran las medidas de las restauraciones diseñadas en los dientes con desgaste fisiológico.

MEDIDAS DE LAS RESTAURACIONES EN DIENTES CON PREPARACIÓN CHAFLÁN									
Diente	Cuspides m m					Surcos mm			
	Mv	Mp/l	Dv	Dp/l	Central	Mesial	Distal		
16	1.63	1.66	2.28	2.69	0.91	0.93	0.95		
17	1.08	1.63	1.29	2.71	0.62	0.76	0.51		
18	1.70	1.70	2.23	2.23	0.51	0.79	0.45		
19	1.62	2.12	2.10	0.99	0.89	0.78	0.87		
20	2.11	2.08	1.86	1.93	0.87	0.63	0.51		
21	1.67	1.98	1.60	2.79	0.76	0.79	0.9		
22	1.57	1.78	2.29	1.16	0.88	0.99	1.08		
23	1.90	2.16	1.92	1.39	0.53	0.67	0.51		
24	1.97	2.17	1.74	1.71	0.63	0.80	0.52		
25	1.85	1.26	2.02	1.62	0.79	0.73	0.77		
26	2.08	1.49	1.84	1.60	0.91	1.01	0.99		
27	1.12	1.24	1.47	1.65	0.77	0.56	0.96		
28	1.37	1.54	1.45	2.40	1.01	0.70	1.02		
29	1.92	1.67	1.67	1.34	0.75	0.66	0.85		
30	1.68	1.84	1.95	1.11	0.59	0.57	0.51		

Tabla 12. En donde se muestran las medidas de las restauraciones diseñadas en los dientes con preparación chaflán.



Figura 45. Impresión con polivinilsiloxano.



Figura 46. Obtención del positivo en yeso tipo IV.



Figura 47. escáner D700 3Shape ®

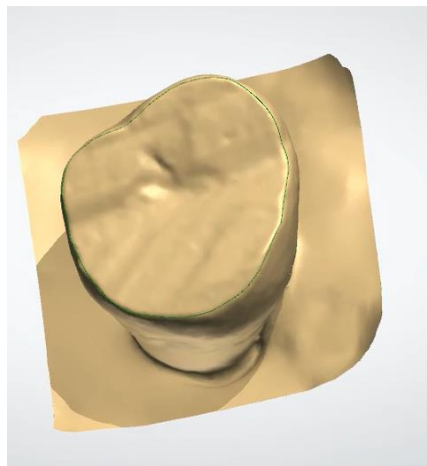


Figura 48. Escaneo de dado de trabajo (escáner D700 3Shape ®).

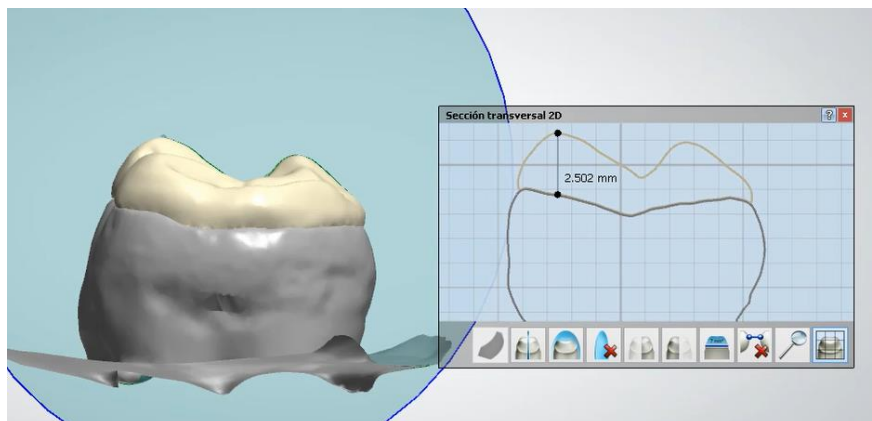


Figura 49. Diseño de las restauraciones (Dental System 3Shape ®).



Figura 50. Maquina fresadora DWX-50 (Roland DGA Co ®).

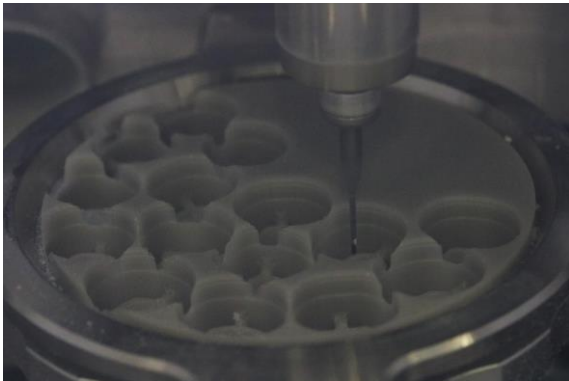


Figura 51. Fresado de restauraciones DWX-50 (Roland DGA Co ®).



Figura 52. Restauraciones en disco de cera.

4.3.3. Material, instrumental y equipo (Prensado de cerámica)

- Pastillas de disilicato de litio e.max® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Principality of Liechtenstein).
- IPS e-max pistón AlOx (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Principality of Liechtenstein).
- IPS e-max separador pistón AlOx (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Principality of Liechtenstein).
- IPS e-max sistema cilindro (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Principality of Liechtenstein).
- IPS PressVest revestimiento (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Principality of Liechtenstein).
- IPS e-max Press Invex (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Principality of Liechtenstein).
- Arenador.
- Disco fino para recortar (Ivoclar Vivadent AG, Schaan Principality of Liechtenstein).
- Motor de baja velocidad (Strong 90®).
- Kit de acabado y pulido para cerámicas (COSMEDENT®. ALL CERAMIC Polishers. EXTRA-ORAL KIT).
- Kit de stains y esencias Ivocolor®.
- Pinceles para cerámica dental Smileline®.

4.3.4. Revestimiento de las restauraciones

- I. Posteriormente, cada uno de los encerados se colocaron lateralmente en la base del anillo de inyección. Se colocaron siempre en dirección al flujo de la cerámica y en la parte más gruesa del encerado (figura 53). Se tuvo una distancia de mínimo 10 mm de los objetos encerados al anillo de silicona.

- II. La altura máxima del encerado y el canal de inyección, no excedió 16 mm de altura. Y se respetó una angulación de 45° a 60° del canal de encerado sobre la base del cilindro de revestimiento. Se checó la correcta colocación del encerado con la guía IPS Sprue (figura 54).



Figura 53. Colocación del encerado en la base del anillo de inyección.



Figura 54. Guía IPS Sprue .



Figura 55. Peso de las restauraciones en cera individuales.



Figura 56. Peso de las restauraciones sobre la base del cilindro.

- III. Se determinó el peso del encerado antes de revestir, colocando las piezas de cera sobre la base del cilindro y con base a la tabla 9 (figura 55 a 56).

	Pastillas pequeñas.	Pastilla grande L.
Peso de la cera.	Hasta máximo 0,75g	Hasta 1,7 g
Sistema de cilindro de revestimiento.	100 gr o 200 g	200g

Tabla 13. Relación del peso de los encerados con el tamaño de la pastilla de cerámica y el sistema de cilindro.

- IV. Colocamos con precaución el cilindro de silicón sin dañar las estructuras de cera (figura 57).
- V. Se mezcló el material de revestimiento (polvo de cuarzo, agua) (figura 58).
- VI. Se llenó con cuidado el cilindro con el revestimiento hasta la marca y se colocó la guía del cilindro con movimientos basculantes (figura 59 y 60).

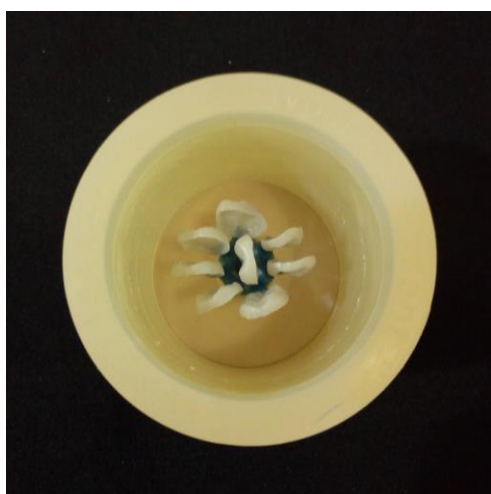


Figura 57. Colocación del cilindro de silicón sobre la base.



Figura 58. Mezcla del revestimiento polvo de cuarzo y líquido.



Figura 59. Llenado del cilindro con el revestimiento.



Figura 60. Colocación de la guía sobre el cilindro.

4.3.5. Prensado de las restauraciones

- I. El cilindro con el revestimiento se dejó fraguar durante 45 minutos (figura 61).
- II. Una vez pasado el tiempo de fraguado se preparó para la fase de precalentado; se retiró la guía y la base del cilindro, así como el cilindro de silicón (figura 62).
- III. Eliminamos las interferencias en los puntos de apoyo y comprobamos que se formara un ángulo de 90° .
- IV. Se colocó el cilindro de revestimiento en el horno de precalentado en la parte posterior con el canal de inyección hacia abajo. La temperatura del horno de precalentado fue de 850°C durante mínimo 60 minutos (figura 63 a 64).
- V. Se preparó el pistón IPS e-max AIOx® y las pastillas IPS e.max color deseado A2 (figura 65).
- VI. Se colocó la pastilla de IPS e.max y el pistón en el cilindro (figura 66).
- VII. Colocamos el cilindro dentro del horno precalentado y se seleccionó el programa adecuado.

- VIII. Una vez que finalizó el programa de inyección, se extrajo inmediatamente el cilindro utilizado y se dejó sobre la rejilla de enfriamiento. Se dejó enfriar a temperatura ambiente (figura 67).
- IX. Una vez que se enfrió el cilindro, se marcó la longitud del pistón sobre el cilindro (figura 68).
- X. Se cortó el cilindro con una segueta y posteriormente con una espátula para yesos se separó en dos el cilindro por la zona cortada (figura 69).
- XI. Para eliminar el revestimiento grueso, se usaron perlas de brillo a 4 bar de presión, hasta que las restauraciones fueron visibles (figura 70).
- XII. Se obtuvieron las restauraciones y se cortaron con un disco de doble luz (figura 71 a 72).
- XIII. La eliminación definitiva del revestimiento se realizó con perlas de brillo a 2 bar de presión (figura 73).
- XIV. Una vez libre de revestimiento, se eliminó la capa de reacción durante el proceso de inyección con el líquido IPS e.max Press Invex® en un recipiente de plástico. Vertimos el líquido Invex y limpiamos en una tina de ultrasonido de 10 a 30 minutos.
- XV. Lavamos con agua y secamos.



Figura 61. Cilindro con el revestimiento en etapa de fraguado.



Figura 62. Cilindro con revestimiento sin base, guía y cilindro de silicón.

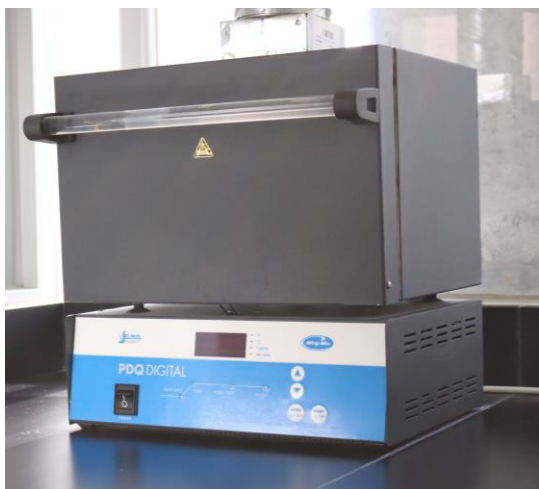


Figura 63. Horno de precalentado.



Figura 64. Cilindro de revestimiento en el horno de precalentado.



Figura 65. Preparación del pistón y las pastillas.



Figura 66. Colocación de las pastillas IPS e.max y pistón.



Figura 67. Enfriado del cilindro sobre la rejilla.



Figura 68. Marcamos la longitud del pistón sobre el cilindro.



Figura 69. Se cortó el cilindro con una sierra.



Figura 70. Eliminación del revestimiento grueso con perlas de brillo a 4 bar.



Figura 71. Se rescataron las restauraciones del revestimiento grueso.



Figura 72. Se cortaron las restauraciones con disco de diamante de doble luz.



Figura 73. Eliminación definitiva con perlas de brillo a 2 bar.

4.3.6. Maquillaje de las restauraciones

Para el acabado se eliminaron excedentes y se delimitó la restauración con fresa de diamante de grano fino y goma verde (figura 74 a 75).

Se pulieron las restauraciones con goma rosa, se lavaron y secaron (figura 76 a 77).

Posteriormente, se ajustaron las restauraciones y se usó el kit de maquillajes y glaseados para cerámica Ivoclar Vivadent®. En cada diente se aplicó una capa y shade 05® (Ivoclar Vivadent®) y una capa de esencias white® y esspreso® (Ivoclar Vivadent) a cada restauración (figura 78 a 80). Y después de cada capa de shade y esencia se aplicó su respectivo ciclo de sinterización en el horno de Porcelana Pro-Press 200 (Whip MiX®), con el programa 023 Ivoclar e.max. (Figura 81).

Finalmente, a cada restauración se le aplicó una capa de glaze® (Ivoclar Vivadent®) para darle el brillo final.

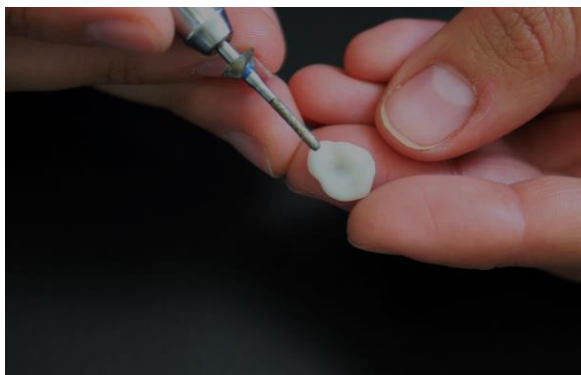


Figura 74. Delimitación.



Figura 75. Eliminación de excedentes.



Figura 76. Pulido de restauraciones.



Figura 77. Lavado.

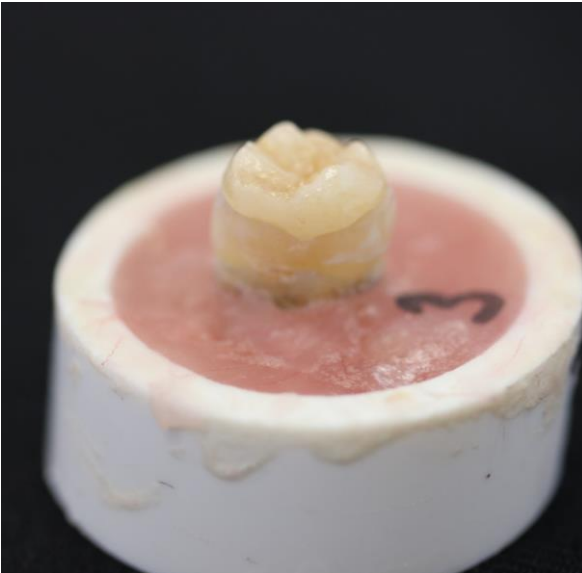


Figura 78. Ajuste de restauraciones.



Figura 79. Gama universal de maquillajes y glaseados para cerámica.

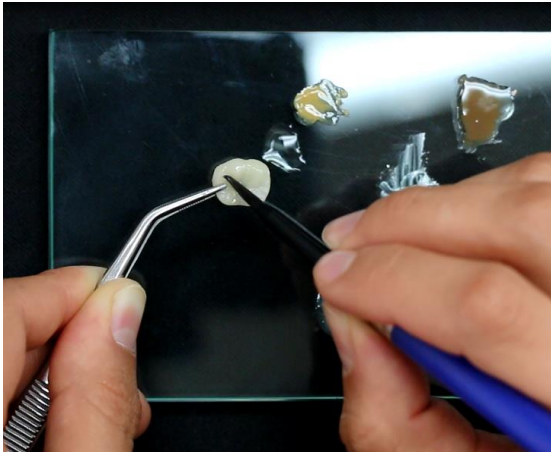


Figura 80. Aplicación de capas Shade 05®, esencias y glaze.

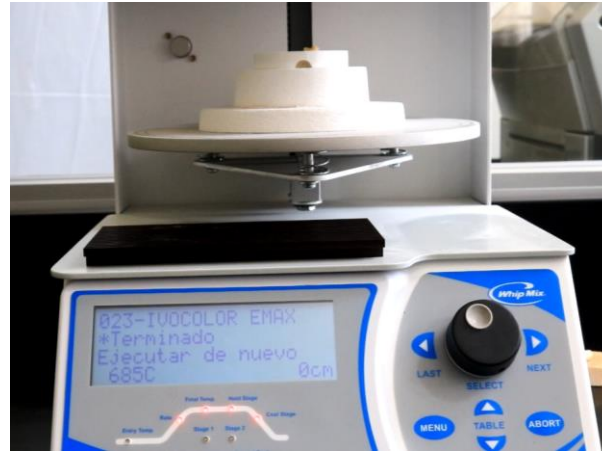


Figura 81. Sinterizado de cada capa de Shade.

4.4. Cementación de las Restauraciones

4.4.1. Material e instrumental

- Ácido ortofosfórico 35%.
- Ácido Fluorhídrico al 10%
- Silano.
- Adhesivo.
- Cemento Dual BisCem® Bisco.
- Microbrush.
- Bicarbonato sódico.
- Alcohol.

4.4.2. Acondicionamiento del diente para la cementación adhesiva

4.4.2.1. Esmalte

Se acondicionó el esmalte de la siguiente manera:

Debido a las condiciones del cemento dual utilizado, se realizó grabado selectivo. Una vez preparado el diente a restaurar, se eliminó el esmalte aprismático, dejando expuestos los prismas del esmalte, los cuales fueron tratados con ácido ortofosfórico al 35% (Etchant gel S, Coltene®) durante 20 segundos (figura 82).

De esta manera se logró eliminar detritus, aumentó la energía superficial y la porosidad. Se lavó y se secó (figura 83 y 84).



Figura 82. Ácido Ortofosfórico 35%.

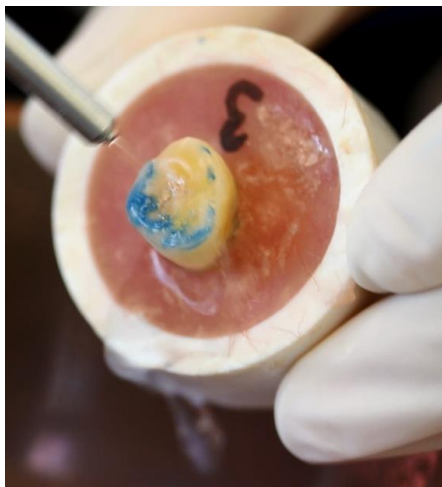


Figura 83. Lavado con agua.



Figura 84. Secado.

4.4.2.2. Dentina

La adhesión a la dentina es menos estable y tiene mayor probabilidad de fallas a la técnica adhesiva.

Sin embargo, debido a las condiciones autoacondicionantes (autograbantes y autoadhesivas) del cemento dual empleado, no se realizó grabado con ácido ortofosfórico en la dentina y de igual manera, no se colocó adhesivo.

4.4.3. Acondicionamiento de la cerámica

El acondicionamiento de la cerámica vítrea se basa en la aplicación de ácido sobre la matriz que es susceptible a la unión molecular de con silicio gracias a un agente de unión llamado silano.

4.4.3.1. Grabado

El grabado se realizó aplicando ácido fluorhídrico al 9% (Porcelain Etch Ultradent®, figura 85 y 86) sobre la superficie interna de la restauración durante un minuto, posteriormente se lavó con agua y se neutralizó con bicarbonato sódico

durante un minuto, se lavó y secó, Después se colocó ácido ortofosfórico al 35% durante 30 segundos (Ultra-Etch de Ultradent®), para limpiar la superficie interna de las restauraciones. Por último, se lavó con agua para eliminar completamente los restos de la reacción y se secó. (Figura 87 a 91).



Figura 85. Ácido fluorhídrico al 9%.

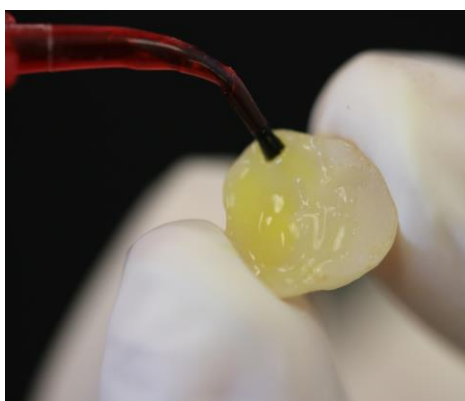


Figura 86. Aplicación del ácido fluorhídrico.



Figura 87. Eliminación del ácido con agua.



Figura 88. Neutralización con bicarbonato sódico.



Figura 89. Eliminación del bicarbonato sódico.

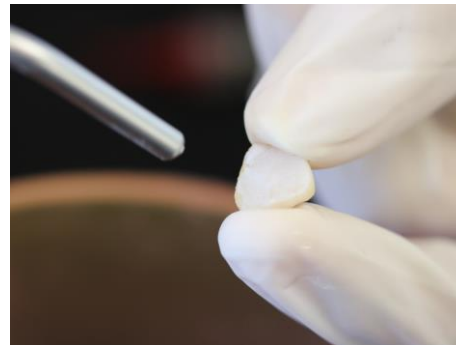


Figura 90. Secado.

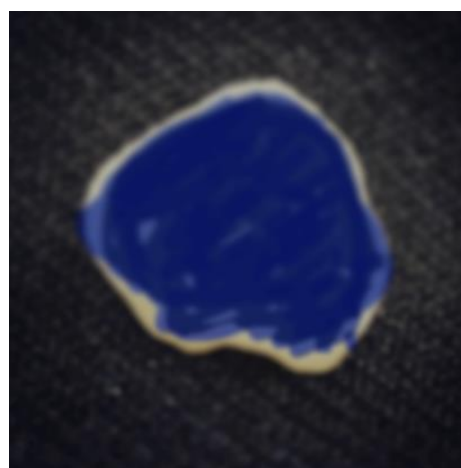


Figura 91. Ácido ortofosfórico en la superficie interna de la restauración.

4.4.3.2. Silanización

El silano es una molécula de metacriloxi propil trimetoxi silano que se unirá químicamente al silicio, el cual está presente en las cerámicas feldespáticas, así como al adhesivo o cemento resinoso. Nos proporcionará una mejor humectabilidad de la superficie. Se aplicó una capa de silano (Silane, Ultraent Products Inx®) sobre la superficie de la cerámica durante un minuto y se secó con aire para volatilizar (figura 92 a 94).



Figura 92. Jeringa de Silano.

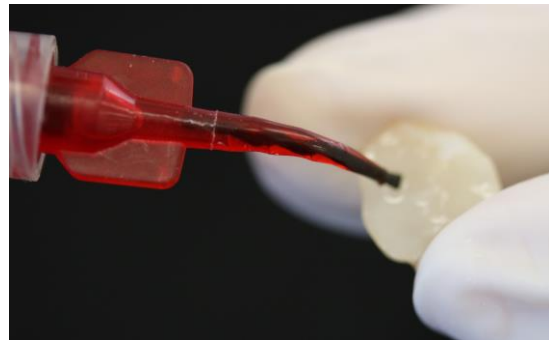


Figura 93. Aplicación del silano sobre la superficie interna de la restauración.

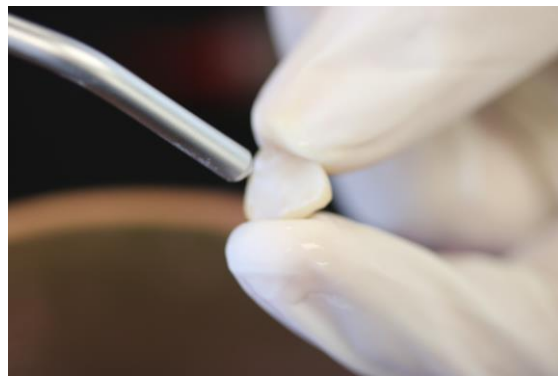


Figura 94. Secado.

4.4.3.3. Cementación

Una vez acondicionado el diente y la carilla, se procedió a la cementación, la cual fue con cemento dual autoadhesivo y autograbante (BisCem® Bisco, figura 95), se colocaron pequeñas porciones sobre el diente, quitamos el excedente de cemento y se polimerizaron todas las caras durante 10 segundos (figura 96 a 99). Para finalizar se dio un pulido y terminado (figura 100).



Figura 95. Cemento dual.

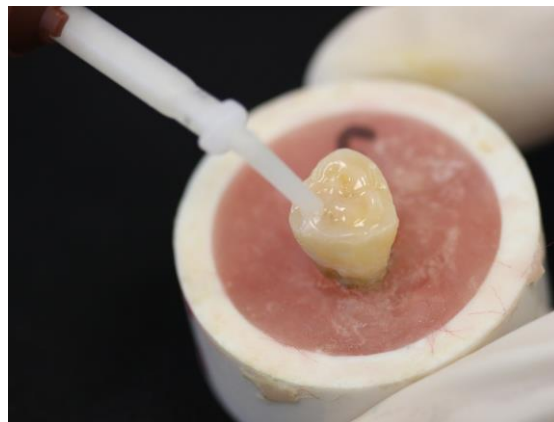


Figura 96. Colocación del cemento dual sobre la superficie oclusal del diente.



Figura 97. Cementación de la restauración.



Figura 98. Eliminación de excedentes.

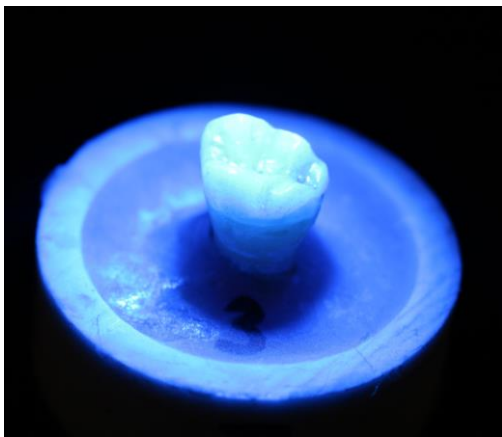


Figura 99. Polimerización.

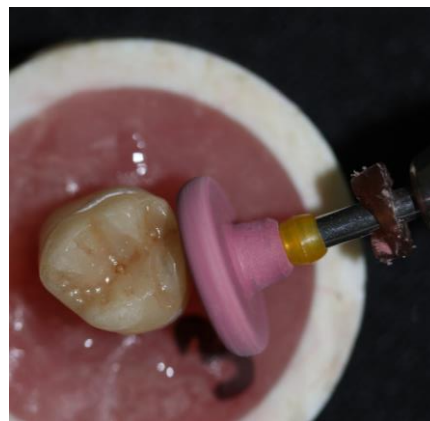


Figura 100. Terminado y pulido.

4.4.3.4. Envejecimiento Acelerado

El envejecimiento fue térmicamente acelerado. Los especímenes fueron sometidos a esterilización con vapor en una autoclave a 134°C durante 1 hora. Este ciclo equivale de 3 a 4 años a 37 °C en ambiente bucal (Chevalier, 2006) (Figura 101).



Figura 101. Especímenes dentro de la autoclave para ser sometidos al envejecimiento acelerado.

3.1. PRUEBAS DE LABORATORIO

3.1.1. Resistencia al desprendimiento

Una vez cementadas las carillas oclusales, se limpió cada uno de los dientes con alcohol para retirar grasa o interferencias.

A cada diente se le tomó una fotografía oclusal y mediante el software de medición (ImageJ) se calculó el área total de las restauraciones (figura 102, 103). En la tabla 14 se muestra el área total de cada diente. Estos datos se ingresaron al software de la máquina Instron. Los dientes se mantuvieron en una incubadora durante 24 horas a una temperatura de 37°C para simular la temperatura de la cavidad oral normal (figura 104).

ÁREAS DE DIENTES CON DESGASTE FISIOLÓGICO			
Diente	Área mm ²	Diente	Área mm ²
1	88.54	16	75.77
2	92.45	17	90.66
3	65.91	18	83.32
4	84.01	19	91.58
5	80.40	20	92.24
6	70.18	21	123.85
7	79.29	22	74.91
8	76.90	23	99.25
9	80.71	24	83.00
10	82.30	25	65.33
11	63.83	26	77.79
12	65.83	27	97.67
13	73.93	28	118.92
14	98.22	29	105.60
15	74.28	30	99.84

Tabla 14. En donde se muestra el área oclusal de cada uno de los dientes.

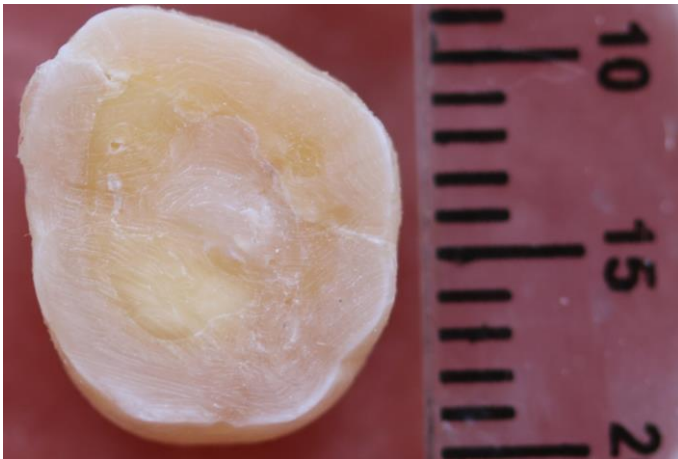


Figura 102. Fotografía oclusal para la medición en el Software.

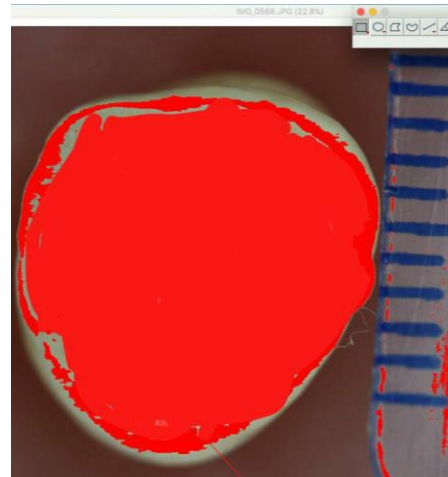


Figura 103. Área de la cara oclusal medida con el software ImageJ.



Figura 104. Incubadora en donde permanecieron los dientes durante 24 hrs a 37°C.

Posteriormente, se colocó cada muestra montada en acrílico y un anillo de PVC en la mordaza de la máquina universal de pruebas (Instron figura 105) que se encuentra en el Laboratorio de Biomateriales Dentales en la DEPEl de la Facultad de Odontología de la UNAM, se sujetó firmemente para evitar cualquier movimiento (figura 106) y el vástago se colocó a nivel de la cara vestibular; y

descendió paulatinamente la velocidad de cruceta que fue de 1 mm/min hasta provocar el desprendimiento de la restauración (figura 107).



Figura 105. Máquina universal de pruebas Instron.

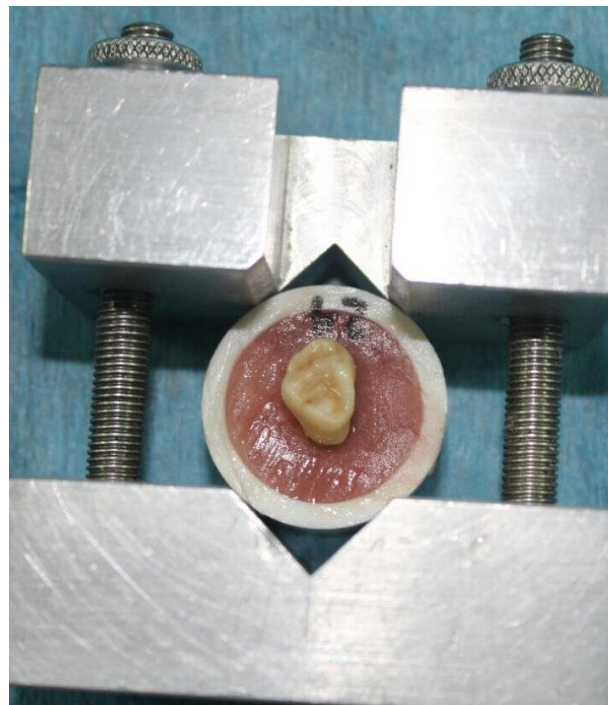


Figura 106. Diente colocado fijamente sobre la base.

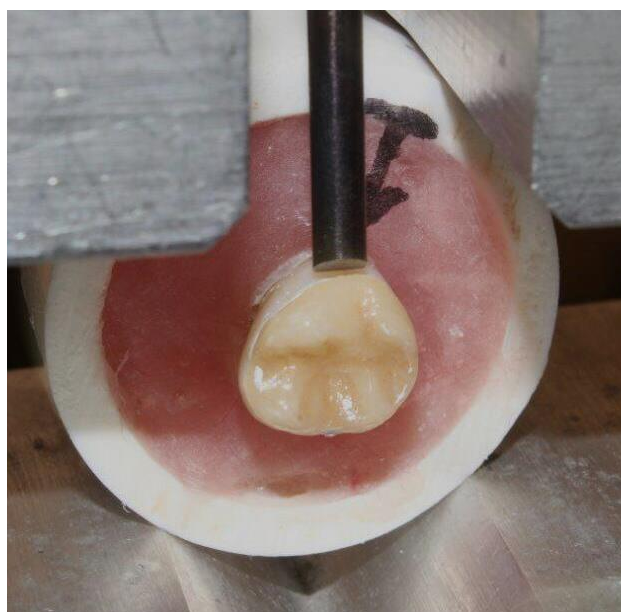
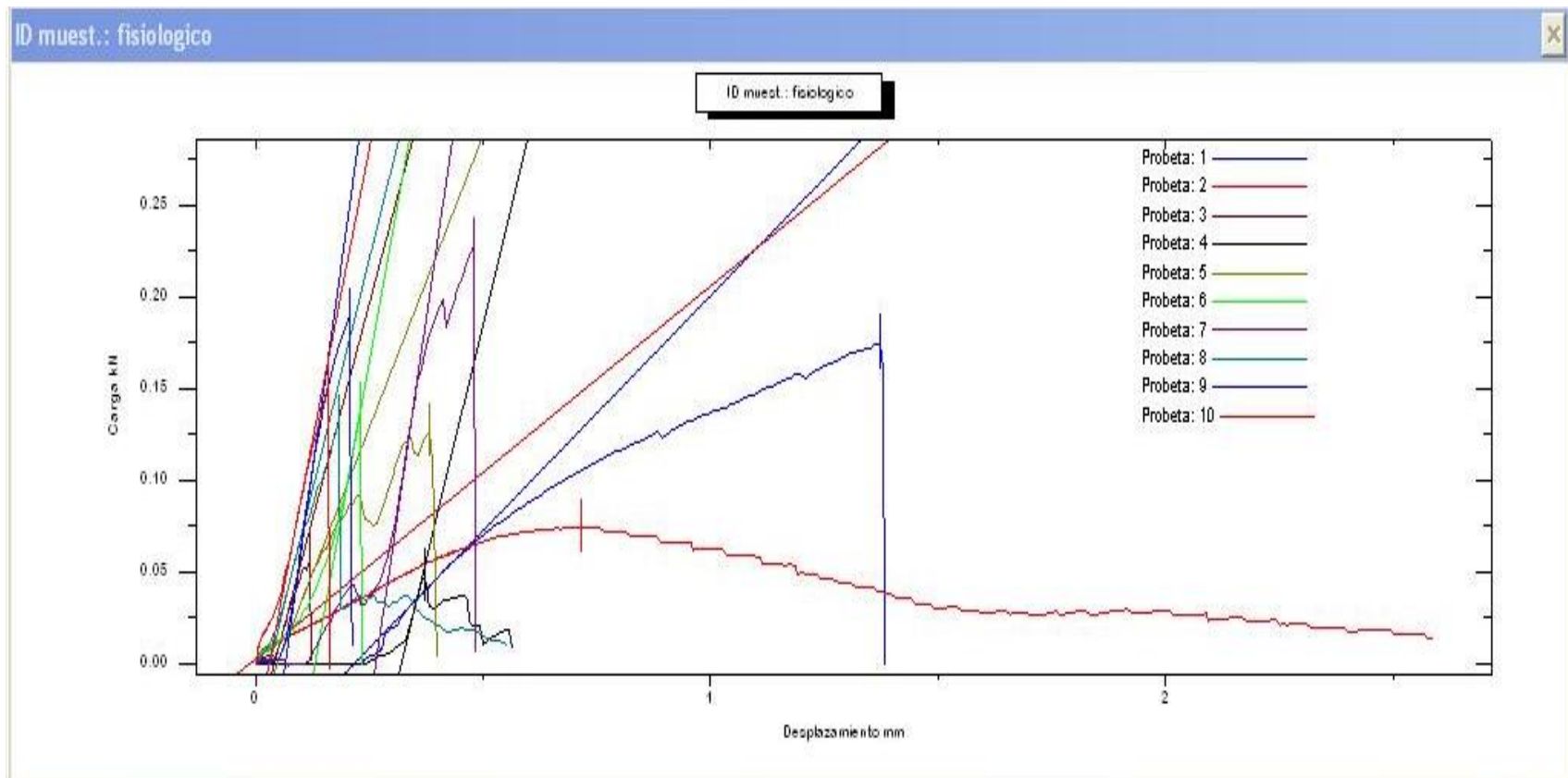


Figura 107. Vástago colocado sobre la cara vestibular del diente.

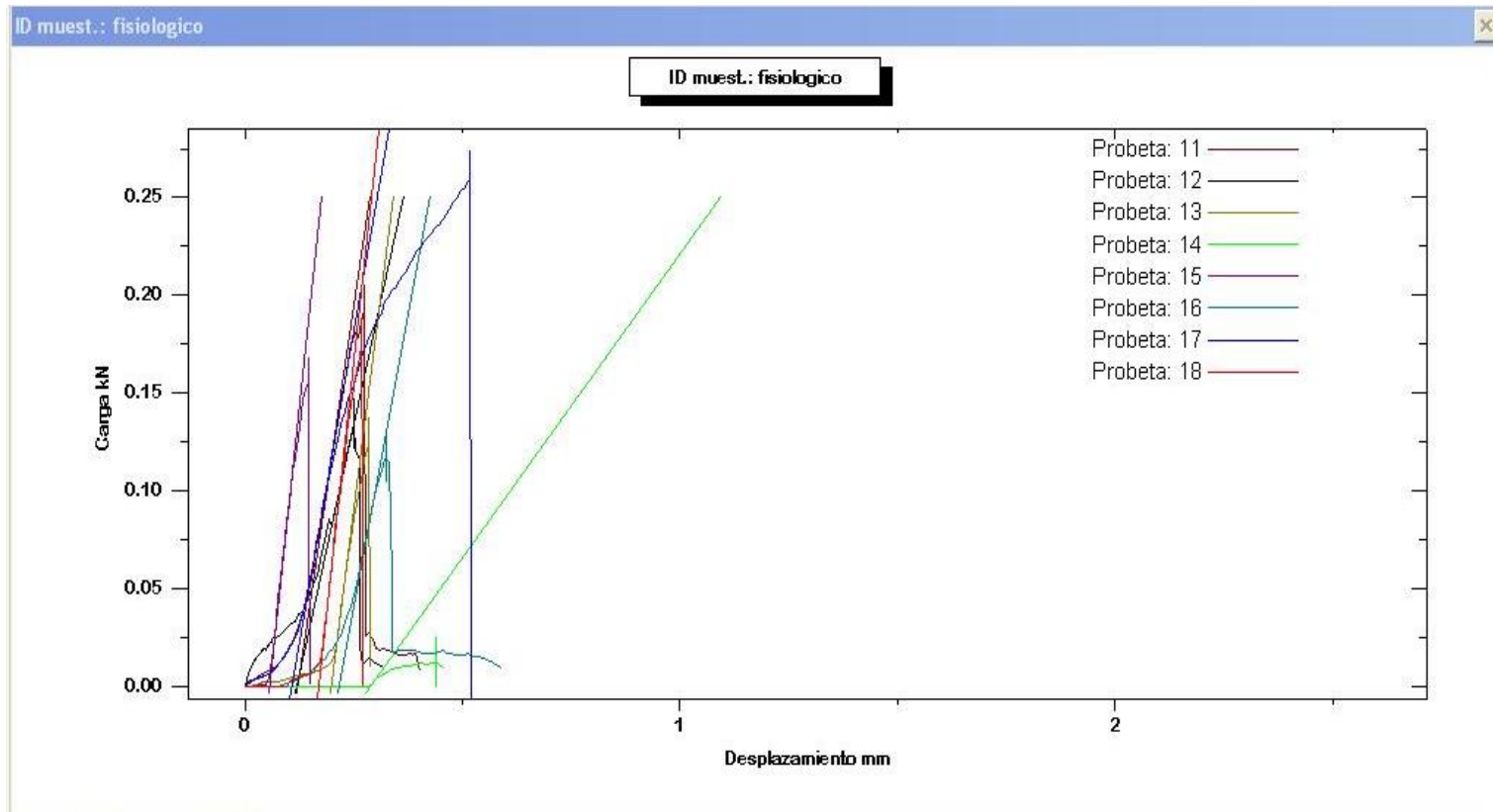
La magnitud de la carga aplicada en mega Pascales (MPa) se capturó mediante el software *Serie IX* de la máquina Instron (tabla 15), posteriormente los datos obtenidos de cada muestra se registraron gráficamente (gráfica 1, 2, 3, 4).

GRUPO 1		GRUPO 2	
Diente	MPa	Diente	MPa
1	1.90	16	4.61
2	0.60	17	7.26
3	1.92	18	2.25
4	1.64	19	4.83
5	2.84	20	2.43
6	1.87	21	3.03
7	2.38	22	3.52
8	1.97	23	6.25
9	2.38	24	5.44
10	1.63	25	3.30
11	1.95	26	2.41
12	2.35	27	3.50
13	1.57	28	3.52
14	2.64	29	6.19
15	2.34	30	3.09

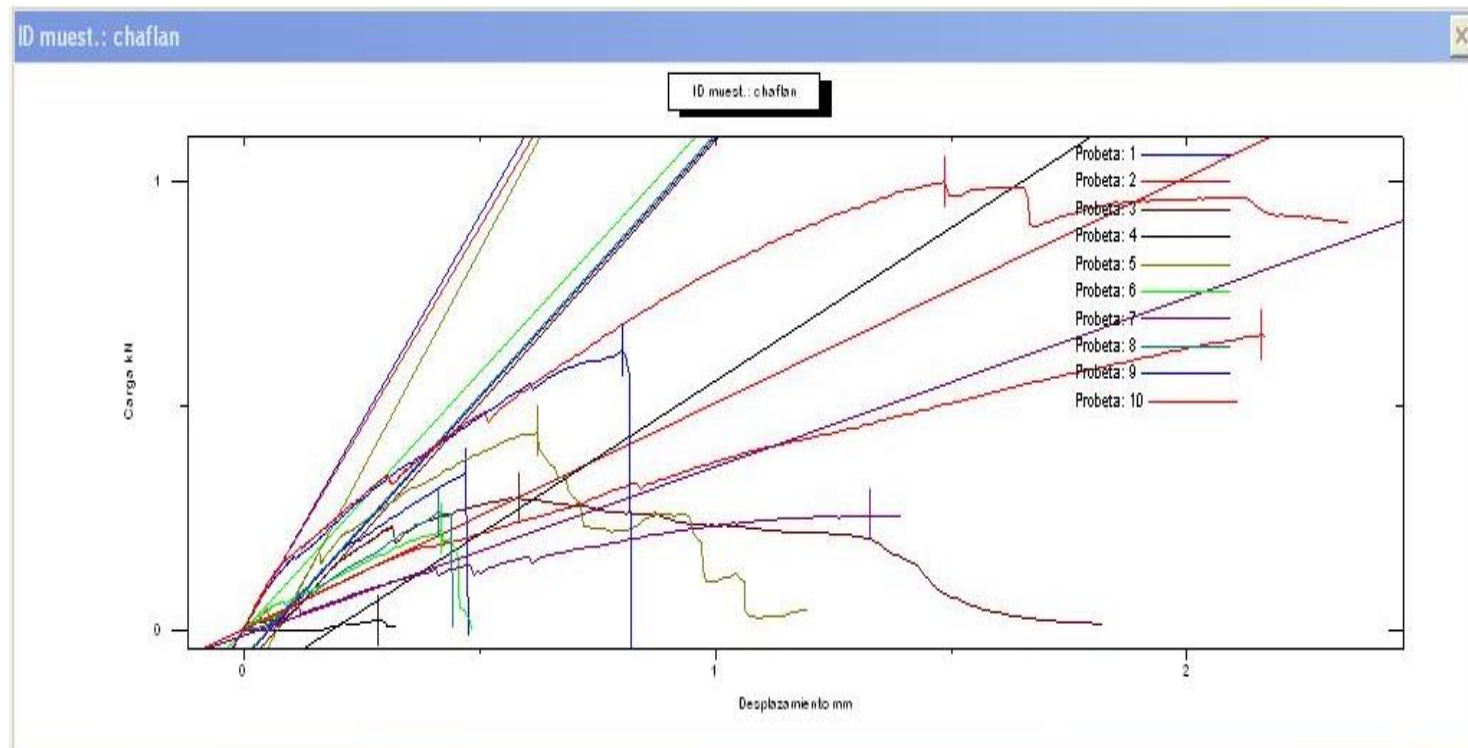
Tabla 15. Resultado de la resistencia al aplicar la carga en la máquina Instron



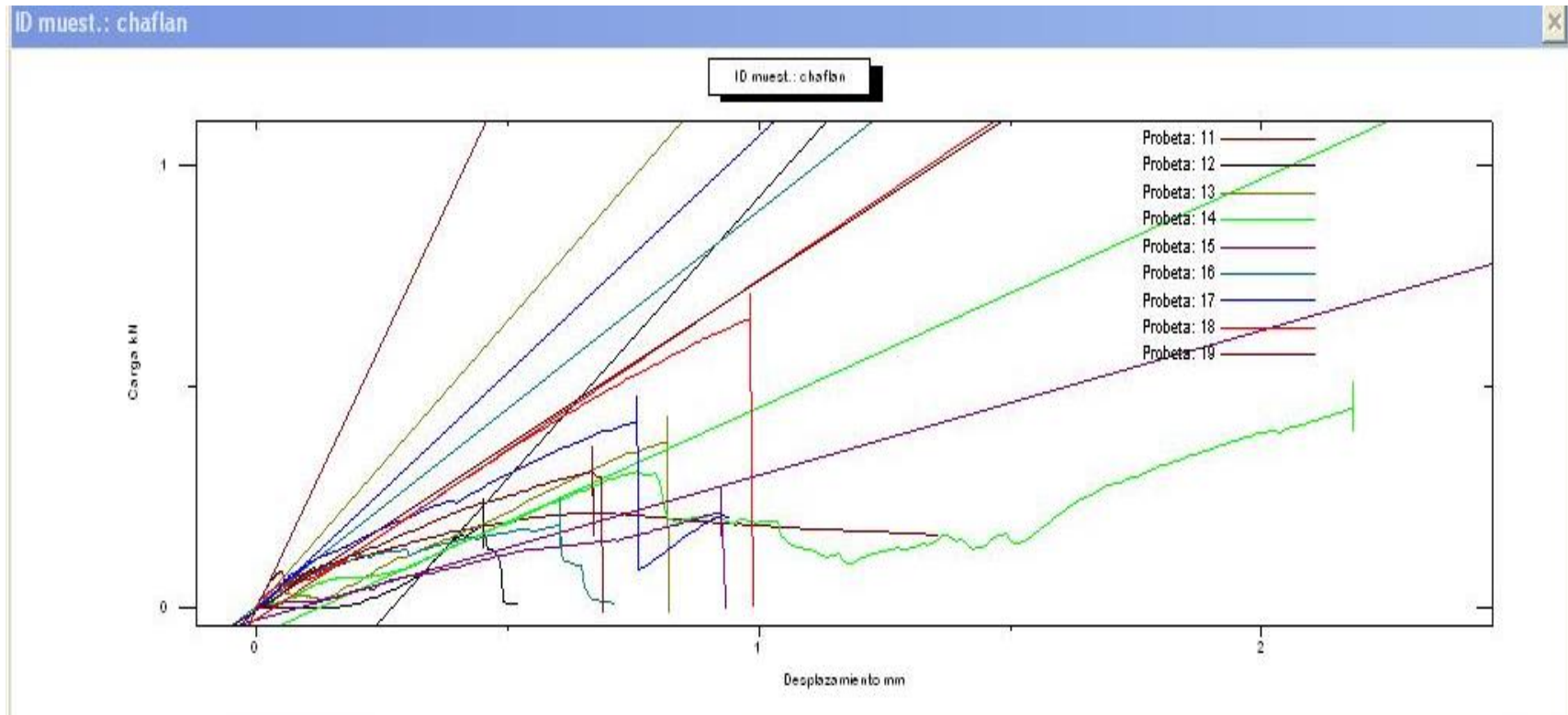
Gráfica 1. Primer grupo.



Gráfica 2. Primer grupo.



Gráfica 3. Segundo grupo.



Gráfica 4. Segundo grupo.

Una vez que se desprendió la restauración, se colectaron con su respectivo diente y se almacenaron a una temperatura de 37° (figura 108), para posteriormente tomar una fotografía con un lente EFS 60 mm f/2.8 Macro USM (figura 109).

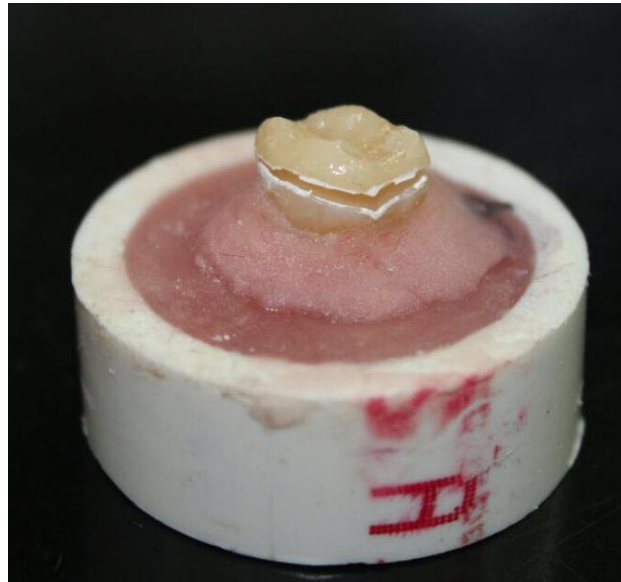


Figura 108. Carilla separada del diente después de la prueba mecánica.

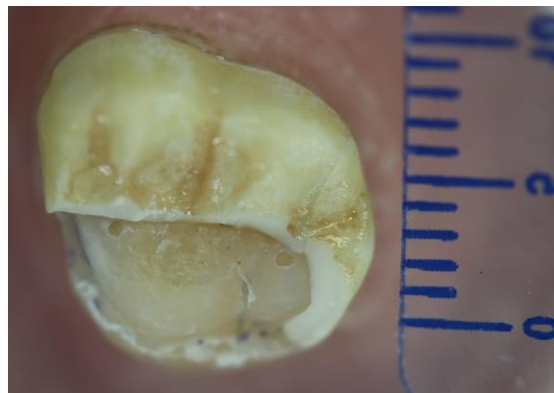


Figura 109. Fotografía oclusal con lente EFS 60 mm f/2.8 Macro USM del área de residuos

3.1.2. Índice ARI

Se tomaron fotografías a 26X para evaluar el cemento remanente con base al valor de resistencia al desprendimiento en MPa. Se utilizó el índice ARI o índice adhesivo remanente, el cual es utilizado generalmente en Ortodoncia.

La superficie del diente fue examinada y se registraron los valores. La escala ARI tiene un intervalo de 0 a 3, el valor 0 no se presenta cemento remanente en el sustrato, 1 menos del 50% de cemento remanente en el sustrato, 2 más del 50% de cemento remanente en el esmalte y el 3 100% de cemento remanente en el sustrato (figura 110).

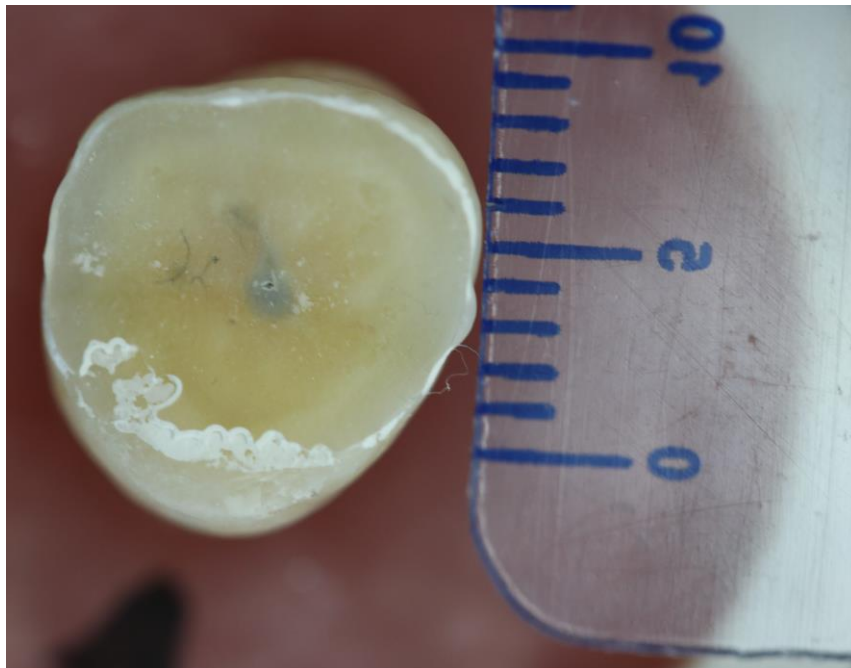


Figura 110. Fotografía oclusal para medición.

3.1.3. Área de residuos

Se obtuvo el área de residuos de cemento, las fotografías obtenidas, se separaron por cada muestra.

Se calculó el área de residuo de cemento mediante el programa de medición de micrografías ImageJ (Figura 111).

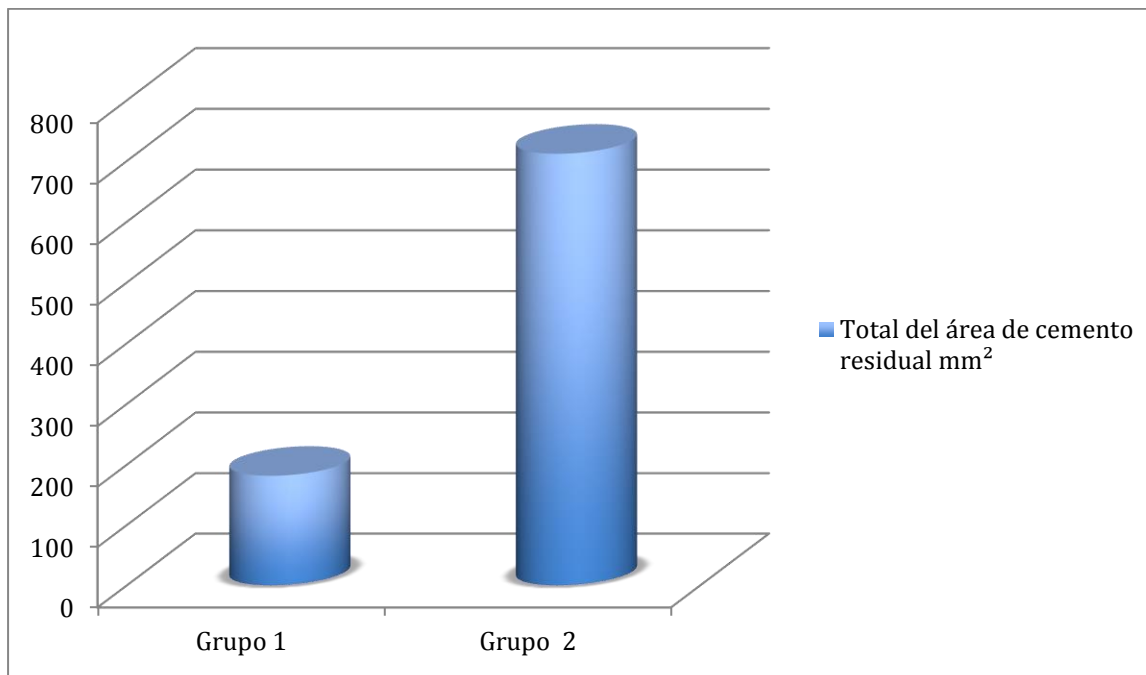


Figura 111. Área de residuos en el programa de medición ImageJ.

Se obtuvo el promedio del área de residuos de cemento, (tabla 16) se promediaron los resultados obtenidos y se graficaron (gráfica 5).

Grupo 1	Area de RESI	Grupo 2	Área de Resl
1	10.73	16	14.27
2	15.82	17	42.36
3	10.34	18	51.54
4	26.80	19	46.54
5	8.39	20	63.37
6	5.28	21	1.44
7	8.47	22	36.40
8	6.93	23	22.72
9	34.22	24	76.66
10	17.14	25	63.68
11	4.79	26	11.26
12	6.12	27	71.97
13	8.88	28	55.57
14	11.92	29	89.36
15	5.58	30	64.48

Tabla 16. Áreas de residuos de cemento utilizando el programa de medición ImageJ.



Gráfica 5. Promedio obtenido del área de residuos de cemento de ambos grupos.

CAPÍTULO V

4. RESULTADOS

4.1. Resistencia al desprendimiento

Se aplicó una prueba T-student con un nivel de significación ($P=0.05$) y una prueba no paramétrica de Mann Whitney a los valores obtenidos de resistencia al desprendimiento de los dos grupos.

En la tabla 15 se muestra el resultado de la resistencia aplicada en cada muestra del grupo 1 y el grupo 2.

En el grupo uno la máxima resistencia al desprendimiento fue de 2.84 MPa, mientras que la mínima fue de 0.60 MPa.

El grupo dos la resistencia al desprendimiento máxima fue de 7.26 MPa y la resistencia mínima de 2.22 MPa.

Comprando la resistencia máxima de cada grupo, se encontró que hay una diferencia significativa del 40% comprando las medidas obtenidas de cada uno de los grupos. Dando como resultado que el grupo 2 (preparación Chaflán) resistió aún más a la fuerza aplicada gracias a la retención mecánica con la que contaban las muestras.

Con base a la prueba estadística el valor de $P < 0.05$ ($P = 0.0001$), por tal motivo se considera que hubo diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos.

4.2. Índice ARI

En la siguiente tabla (17) se muestra los valores obtenidos del el índice ARI de cada una de las muestras del primer grupo.

Grupo 1	% Cem-Res	Escala ARI
1	12.12%	1
2	17.11%	1
3	15.69%	1
4	31.89%	1
5	10.43%	1
6	7.52%	1
7	11.04%	1
8	9.00%	1
9	42.40%	1
10	20.82%	1
11	7.50%	1
12	9.28%	1
13	12.00%	1
14	12.14%	1
15	7.50%	1

Tabla 17: Porcentaje del cemento residual del grupo uno.

En el primer grupo todas las muestras presentaron <50% de cemento residual sobre la superficie del diente.

En la tabla 18 se muestran los valores obtenidos del índice ARI de cada una de las muestras del grupo dos.

Grupo 2	%Cem-Res	Escala ARI
16	18.83%	1
17	46.72%	1
18	61.85%	2
19	50.81%	2
20	68.70%	2
21	1.16%	1
22	48.59%	1
23	22.89%	1
24	92.36%	2
25	97.47%	2
26	14.46%	1
27	73.59%	2
28	46.72%	1
29	84.62%	2
30	64.57%	2

Tabla 18: Porcentaje de cemento residual del grupo dos.

En el grupo dos, 7 muestras presentaron <50% de cemento residual sobre la superficie del diente, mientras que la otras 8 muestras presentaron >50% de cemento residual.

La comparación de resultados de ambos grupos indicó que los grupos son totalmente diferentes. El grupo uno presentó menor cantidad de cemento residual, mientras que la mayor cantidad fue mostrada por el grupo dos.

4.3. Área de residuos.

Se aplicó una prueba T-student con un nivel de significación ($P=0.05$) y una prueba no paramétrica de Mann Whitney a los valores obtenidos de área de residuos de los dos grupos. En el grupo uno, la media fue de 12.093 mm^2 y en el grupo dos fue de 47.4 mm^2 .

Con base a la prueba estadística el valor de $P < 0.05$ ($P=0.0001$), por tal motivo se considera que hubo diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos.

En la siguiente tabla (19) se muestra la comparación de cada grupo y cada muestra.

Área de las muestras en mm^2					
Grupo 1	Área Total-sup	Área cem-res	Grupo 2	Área Total-sup	Área cem-res
1	88.54	10.73	16	75.77	14.27
2	92.45	15.82	17	90.66	42.36
3	65.92	10.34	18	83.32	51.54
4	84.01	26.80	19	91.59	46.54
5	80.40	8.39	20	92.24	63.37
6	70.18	5.28	21	123.85	1.44
7	79.29	8.47	22	74.91	36.40
8	76.90	6.93	23	99.25	22.72
9	80.71	34.22	24	83.00	76.66
10	82.30	17.14	25	65.33	63.68
11	63.83	4.79	26	77.80	11.26
12	65.83	6.12	27	97.67	71.97
13	73.93	8.88	28	118.93	55.57
14	98.22	11.92	29	105.60	89.36
15	74.28	5.58	30	99.85	64.48

Tabla 19: Comparación de ambos grupos y de cada muestra calculando el área total de la superficie y el área de cemento residual.

CAPÍTULO VI

5. DISCUSIÓN

Los dientes están sujetos a un proceso continuo de desgaste del esmalte y la dentina. La primera causa del desgaste es de factores naturales, propios de uso y la función. Estos van perdiendo tejido, pudiéndose observar cambios anatómicos y funcionales, como la reducción de la dimensión vertical.

El principal tratamiento usado durante mucho tiempo para las lesiones dentales no cariosas, ha sido la restauración con coronas completas, sin embargo, hoy en día la odontología mínimamente invasiva ha tomado un papel muy importante, ya que el querer restaurar completamente con coronas para restablecer la dimensión vertical es sumamente invasivo. Es por eso, que las carillas oclusales y la adhesión surgen para mantener la mayor cantidad de tejido dental.

Algunos autores (Magne, Stanley, & Schlichting, 2012; Sasse, Krummel, Klosa, & Kern, 2015b); han obtenido resultados de adhesión de 21.59 a 31.04 MPa en relación a las carillas oclusales de disilicato de litio. Almacenaron los especímenes en agua a 37°C durante 3 días y aplicaron un ciclado térmico de 7,500 ciclos a 5-55 ° C, las muestras se sometieron a carga dinámica en un simulador de masticación con 600,000 ciclos de carga a 10 kg combinados con ciclos térmicos. La resistencia al desprendimiento depende mucho de la adhesión y de la preparación la cual nos ayuda a una retención mecánica, que combinadas hacen que la resistencia sea mayor. De acuerdo con el metaanálisis de (Leloup, D'Hoore, Bouter, Degrange, & Vreven, 2001); dos mil ciclos de termociclado son considerados insuficientes para afectar a la fuerza de unión adhesiva.

En otro estudio (Buonocore et al., 2003); sometieron al envejecimiento de la interfase dentina-adhesivo de 10,000 a 100,000 ciclos térmicos; en este estudio los especímenes dentarios humanos fueron extraídos sin esmalte, exponiendo directamente la unión dentinaria al agua. Observaron que el adhesivo que contenía 10-MDP, mantuvo similar valor durante los primeros 50,000 ciclos (40 MPa), reduciendo a 35 MPa a los 100,000 ciclos; sin embargo, para adhesivos que contenían grupos carboxílicos 4-MET (Unifil Bond) también se mantuvo relativamente estable durante los primeros 50,000 ciclos en valores de aproximadamente 35 MPa, con reducción significativa a los 100,000 ciclos (22 MPa), y para el adhesivo Line Bond II con Phenil-P como monómero fosfatado, los valores disminuyeron a medida que se aumentaban los ciclos de 44 MPa iniciales, sin ciclar, a 31 MPa a los 50,000 ciclos y 23 MPa a los 100,000 ciclos, confirmando que la química del monómero 10-MDP contribuye a la estabilidad a largo plazo de la unión adhesiva. El estudio también muestra que la eficiencia de la unión está en directa relación con el tipo de monómero funcional utilizado. Después de 100,000 ciclos térmicos 10-MDP no mostró cambios ultraestructurales al ser observado al TEM, confirmando la efectividad del concepto de adhesión-desmineralización, que destaca que las sales de Ca-10-MDP son menos solubles y más estables.

Adicionalmente, después de 100.000 ciclos térmicos, las fibras colágenas no sufrieron degradación al no visualizarse su típico patrón de bandas transversales, interpretándose como la protección que brinda la sal de Ca-10-MDP contra la hidrólisis. Los otros 2 adhesivos mostraron degradación hidrolítica del colágeno (Moncada et al., 2014)

En este estudio se utilizaron 30 dientes posteriores extraídos conservados en un recipiente con agua a temperatura ambiente. Se realizaron las restauraciones con cerámica de disilicato de litio, la cual resulto ser viable para tratar la erosión severa en dientes posteriores. Se eligió diseñar las restauraciones con tecnología CAD-CAM, debido a su capacidad para controlar el grosor y anatomía de las restauraciones durante el proceso de investigación, sin embargo esto fue mínimamente modificado porque las restauraciones no fueron fresadas con tecnología CAD-CAM, sino que se utilizó el sistema de prensado. Previo a la prueba mecánica se sometieron a un termociclado en autoclave para simular el envejecimiento de 3 a 4 años a 37 °C en ambiente bucal. La prueba de resistencia al desprendimiento fue realizada en el Laboratorio de Investigación de Materiales Dentales y Biomateriales Dentales de la DEPEI de la Facultad de Odontología C.U, con la máquina universal de pruebas mecánicas Instron, a una velocidad de carga de 1 mm/min, el vástago se colocó en la cara vestibular del diente entre la unión de la restauración y el diente. El primer grupo obtuvo una resistencia al desprendimiento máxima de 2.84 MPa, mientras que el segundo grupo la obtuvo de 7.26 MPa, se compararon ambos grupos y el resultado fue una diferencia del 40%.

La hipótesis fue rechazada porque, 1) El primer grupo de carilla oclusales de disilicato de litio con desgaste fisiológico en su cara oclusal presentó menor resistencia en la prueba de desprendimiento comparada con el grupo dos y, 2) La preparación y espesor de la restauración influyo en la resistencia al desprendimiento. El estudio demostró que las restauraciones del grupo dos tuvieron una mayor resistencia al desprendimiento debido a la preparación y la retención mecánica que se crea con la terminación chaflán.

Por otra parte, observamos que la mayoría de la literatura consultada en relación a *la adhesión* se concentra en interpretarla solamente mediante la aplicación de una prueba de resistencia mecánica. Sin embargo, en el presente estudio se buscó analizarla de manera complementaria aplicando el índice ARI y la medición del área de cemento remanente; esto con la intención de poder aseverar la presencia de una falla adhesiva real y descartar la presencia de una falla mecánica (ruptura del material de restauración).

De igual manera, cabe resaltar que en este estudio utilizamos un adhesivo denominado por el fabricante como *autoadhesivo* (autoacondicionante y autoadhesivo); el cual contiene en su formulación dos monómeros fosfatados: Bis[2-(Metacrililoiloxi) etil] fosfato y Bis (Gliceril 1,3 Dimetacrilato) fosfato; y cuyas instrucciones de uso indican la no realización de grabado total con ácido ortofosfórico y la no aplicación de adhesivo o *primer*. Y según los resultados obtenidos por Buonocore et al., 2003 en relación a la alta solubilidad de los monómero fosfatados; nos sugiere que la adhesión en este tipo de restauraciones mínimamente invasivas (carillas oclusales), se puede ver beneficiada si se utilizara un sistema adhesivo (adhesivo o cemento resinoso) que en su formulación contenga la molécula de 10-MDP, además de utilizar un *primer* para la restauración que de igual manera contenga la misma molécula monomérica.

Por último, queremos explicar al lector que los resultados en MPa obtenidos en este trabajo, difieren de los resultados de los autores citados en la presente discusión, esto es debido a que los parámetros de prueba fueron diferentes en cuanto al área de las muestras (carillas oclusales) y la velocidad de cruceta de la máquina Instron. Sin embargo, no pretendemos hacer una comparación de resultados, simplemente queremos comprender la interacción de diversos factores en la adhesión a tejidos dentales.

CAPÍTULO VII

6. CONCLUSIONES

- Bajo la metodología utilizada en este estudio, los resultados de esta, apoyan el tratamiento de lesiones de abrasión en dientes posteriores con carillas de disilicato de litio.
- Se sugiere realizar las restauraciones con preparación Chaflán para así favorecer la adhesión y aumentar la resistencia, debido a que en todas las pruebas el grupo dos fue el que presentó la mayor resistencia al desprendimiento. Así como un espesor mínimo en la restauración de 0.70-2.40 mm.
- Cabe mencionar que es necesario realizar investigaciones en donde se observen los resultados más a fondo sobre cada uno de los factores de la adhesión.

7. REFERENCIAS

- Abduo, J. (2012). Safety of increasing vertical dimension of occlusion: a systematic review. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 43(5), 369–380. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22536588>
- Abduo, J., & Lyons, K. (2012). Clinical considerations for increasing occlusal vertical dimension: a review. *Australian Dental Journal*, 57(1), 2–10. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01640.x>
- Addy, M. (1990). Etiology and clinical implications of dentine hypersensitivity. *Dental Clinics of North America*, 34(3), 503–514. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2197124>
- Akagi, K., Okamoto, Y., Matsuura, T., & Horibe, T. (1992). Properties of test metal ceramic titanium alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(3), 462–467. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1432762>
- Álvarez-Fernández, M. Á., Peña-López, M. J., González-González, R. I., & Olay-García, S. M. (2003). Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE*, 8, 525–546. Retrieved from [http://scielo.isciii.es/pdf/rcoe/v8n5/525 Caracteristicas.pdf](http://scielo.isciii.es/pdf/rcoe/v8n5/525%20Caracteristicas.pdf)
- Anusavice, K. J., & Phillip, R. W. (2004). *Phillips ciencia de los materiales dentales*. Elsevier. Retrieved from https://books.google.com.mx/books/about/Phillips_ciencia_de_los_materiales_denta.html?id=4UnIFbmAUqEC
- Atwood, D. A. (1956). A cephalometric study of the clinical rest position of the mandible: Part I. The variability of the clinical rest position following the removal of occlusal contacts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 6(4), 504–519. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(56\)90094-4](https://doi.org/10.1016/0022-3913(56)90094-4)
- Badel, T., Kraljević, S., Pandurić, J., & Marotti, M. (2004). Preprosthetic therapy utilizing a temporary occlusal acrylic splint: a case report. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 35(5), 401–405. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15130082>
- Barcelo Santana, F. H., & Palma Calero, J. M. (2003). *Materiales dentales : conocimientos básicos aplicados*. Trillas. Retrieved from https://books.google.com.mx/books/about/Materiales_dentales.html?id=3HO5AAAACAAJ&redir_esc=y
- Barrancos Mooney, J., & Barrancos Patricio, J. (2011). *Operatoria Dental: Integración clínica*. (Editorial Médica Panamericana, Ed.) (4a ed.). Retrieved from <https://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/4487/eBook-Operatoria-Dental.html>
- Bartlett, D. W., Lussi, A., West, N. X., Bouchard, P., Sanz, M., & Bourgeois, D. (2013). Prevalence of tooth wear on buccal and lingual surfaces and possible risk factors in young European adults. *Journal of Dentistry*, 41(11), 1007–1013. <https://doi.org/10.1016/J.JDENT.2013.08.018>
- Basualto, J., Barceló, C., Gaete, A., & Gaete, A. (1996). Propiedades de aleaciones Ag-Pd para usos odontológicos. *Revista de Metalurgia*, 32(5), 314–320. <https://doi.org/10.3989/revmetalm.1996.v32.i5.897>

- Bertolotti, R. L. (1984). Selection of alloys for today's crown and fixed partial denture restorations. *The Journal of the American Dental Association*, 108(6), 959–966. <https://doi.org/10.14219/JADA.ARCHIVE.1984.0102>
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505–511. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.350>
- Bezzon, O. L., de Mattos, M. da G., Ribeiro, R. F., & Rollo, J. M. (1998). Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(5), 570–574. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9813808>
- Bindl, A., Lüthy, H., & Mörmann, W. H. (2006). Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dental Materials*, 22(1), 29–36. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.02.007>
- Bindl, A., & Mormann, W. H. (2004). Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years. *European Journal of Oral Sciences*, 112(2), 197–204. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00119.x>
- Buonocore, M., Meerbeek, B. Van, De Munck, J., Yoshida, Y., Vargas, M., Vijay, P., ... Vanherle, G. (2003). Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215–235. Retrieved from http://www.eapgoias.com.br/arquivos/downloads/Van_Meerbeek_et_al_12197.pdf
- Chang, R. (2016). *QUIMICA*. McGraw Hill. Retrieved from <https://www.mheducation.com.mx/9786071513939-latam-quimica>
- Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535–543. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034>
- Cho, G. C., Donovan, T. E., & Chee, W. W. (1998). Clinical experiences with bonded porcelain laminate veneers. *Journal of the California Dental Association*, 26(2), 121–127. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9709647>
- Conrad, H. J., Seong, W.-J., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60124-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3)
- Crispin, B. J., & Azanza Santa Victoria, N. (1998). *Bases prácticas de la odontología estética*. Masson. Retrieved from <https://www.casadellibro.com/libro-bases-practicas-de-la-odontologia-estetica/9788445805053/586698>
- Dawson, P. E. (2009). *Oclusión funcional : diseño de la sonrisa a partir de la ATM*. Amolca. Retrieved from <http://www.amolca.com/publicaciones/oclusion-funcional-diseno-de-la-sonrisa-a-partir-de-la-atm/>
- De Jesús, J., & Valencia, C. (2011). Carillas de porcelana sin preparación. *REVISTA ADM*, 68(66), 314–22314. Retrieved from http://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/32528410/laminados1.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1498745858&Signature=eLljoZpyKsT5Qd1z2yOfA2BLZPI%3D&response-content-disposition=inline%3Bfilename%3DNon_preparation_porcelain_veneres.pdf

- Denry, I., & Kelly, J. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.05.007>
- Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L., & McGarry, T. J. (2017). THE GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERMS. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, e1–e105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>
- Ensaldo-Fuentes, E. (n.d.). RECONSTRUCCIÓN DE DIENTES TRATADOS ENDODÓNTICAMENTE. Retrieved March 11, 2018, from <http://www.iztacala.unam.mx/~rrivas/reconstruccion4.html>
- Ericson, S., Hedegård, B., Wennström, A., Wennström, A., & Odont, D. (1966). Roentgenographic study of vital abutment teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 16(5), 981–987. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(66\)90022-9](https://doi.org/10.1016/0022-3913(66)90022-9)
- Fasbinder, D. J. (2006). Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137 Suppl, 22S–31S. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16950934>
- Fioranelli Vieira, G. (1997). *Carillas laminadas soluciones esteticas*. (AMOLCA, Ed.) (1st ed.). Retrieved from <http://www.etp.com.py/fichaLibro?bookId=59079>
- Fradeani, M. (2004). *Esthetic analysis : a systematic approach to prosthetic treatment*. Quintessence Pub. Co. Retrieved from http://www.quintpub.com/display_detail.php3?psku=B9504#.WqVycpNualw
- Fradeani, M., & Redemagni, M. (2002). An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 33(7), 503–510. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12165985>
- Gandara, B. K., DDS, Truelove, M. and E. L., & MSD. (1999). Diagnosis and Management of Dental Erosion. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 1(1), 1–17. Retrieved from <http://www.jaypeejournals.com/eJournals/ShowText.aspx?ID=1427&Type=FREE&TYP=TOP&IN=&IID=121&isPDF=NO>
- Giordano, R., & McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31(9), 682–684, 686, 688, 700. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21197937>
- Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. F. A., & Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25965634>
- Grippio, J. O., Simring, M., & Schreiner, S. (2004). Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 135(8), 1109-18-5. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15387049>
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449–456. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.002>

- Guzman, H. . (1980). Aleaciones para colados de uso odontológico. *Revista de La Federación Odontologica Colombiana.*, 27(133), 51–63. Retrieved from <https://biblat.unam.mx/es/revista/revista-de-la-federacion-odontologica-colombiana/4>
- Harrington, Z., McDonald, A., & Knowles, J. (n.d.). An in vitro study to investigate the load at fracture of Procera AllCeram crowns with various thickness of occlusal veneer porcelain. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(1), 54–58. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12675456>
- Henostroza, G. H. (2010). *Adhesión en Odontología Restauradora* (1st ed.). Ripano. Retrieved from <http://www.tecnimundilibro.ec/producto/adhesion-en-odontologia-restauradora/>
- IPS e.max Selección de Color. (n.d.). Retrieved March 11, 2018, from <http://www.emaxclub.com/protocolo-clinico/seleccion-de-color.html>
- Ivoclar Vivadent. (n.d.). IPS e.max press laboratory Instructive. Retrieved March 11, 2018, from https://www.ivoclarvivadent.us/mam/celum/celum_assets/8937037332510_IPS_e-max_Press_-_Lab_to_Dentist_pdf_4823.pdf?3
- Jaeggi, T., Grüniger, A., & Lussi, A. (2006). Restorative therapy of erosion. *Monographs in Oral Science*, 20, 200–214. <https://doi.org/10.1159/000093364>
- Joubert R. (2010). *Odontología Adhesiva y Estética*. (RIPANO, Ed.) (1st ed.). Retrieved from <https://www.dentaltix.com/ripano/odontologia-adhesiva-y-estetica>
- Juan i Ferrer, T. (2004). Prevención y tratamiento de la erosión, abrasión y atrición dental. *Acofar: Revista de La Distribución Farmacéutica Cooperativista*, ISSN 0567-7114, Nº. 433 (JUL-AGO), 2004, Págs. 43-45, (433), 43–45. Retrieved from <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4479030>
- Kelly, J., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84–96. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
- Kelly, J. R. (2008). Dental ceramics: what is this stuff anyway? *Journal of the American Dental Association* (1939), 139 Suppl, 4S–7S. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18768902>
- Kielbassa, A. M. (2002). Dentine hypersensitivity: Simple steps for everyday diagnosis and management. *International Dental Journal*, 52(S5P2), 394–396. <https://doi.org/10.1002/j.1875-595X.2002.tb00939.x>
- Kina, S., & González, M. B. (2011). *Equilibrium: casos clínicos en cerámicas adhesivas*. Editorial Médica Panamericana. Retrieved from <https://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/4350/EQUILIBRIUM.html>
- Leinfelder, K. F., & Lemons, J. E. (1988). *Clinical restorative materials and techniques*. Lea & Febiger. Retrieved from https://books.google.com.mx/books/about/Clinical_restorative_materials_and_techn.html?id=YTxqAAAAMAAJ&redir_esc=y
- Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., & Vreven, J. (2001). Concise Review Biomaterials & Bioengineering: Meta-analytical Review of Factors Involved in Dentin Adherence. *Journal of Dental Research*, 80(7), 1605–1614. <https://doi.org/10.1177/00220345010800070301>

- Magne, P., Schlichting, L. H., Maia, H. P., & Baratieri, L. N. (2010). In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(3), 149–157. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60111-4](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60111-4)
- Magne, P., Stanley, K., & Schlichting, L. H. (2012). Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(7), 777–782. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.002>
- Mahan, B. H. (1977). *Química: curso universitario*. Fondo Educativo Interamericano. Retrieved from <http://www.sidalc.net/cgi-bin/wxis.exe/?IsisScript=UCC.xis&method=post&formato=2&cantidad=1&expresion=mfn=029370>
- McLaren, E. A., & Figueira, J. (2015). Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 36(6), 400-5, 416. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26053778>
- Moncada, G., Fonseca, R. G., De Oliveira, O. B., Fernández, E., Martín, J., & Vildósola, P. (2014). Revista Clínica de Periodoncia, Implantología y Rehabilitación Oral Rol del 10-metacriloxidecilfosfato dihidrogenado en el cambio de paradigma de los sistemas adhesivos integrados en la dentina. *Revista Clínica de Periodoncia, Implantología Y Rehabilitación Oral*, 7(3), 194–199. <https://doi.org/10.1016/j.piro.2014.09.008>
- Moreno-Hay, I., & Okeson, J. P. (2015). Does altering the occlusal vertical dimension produce temporomandibular disorders? A literature review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(11), 875–882. <https://doi.org/10.1111/joor.12326>
- Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 137 Suppl, 7S–13S. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16950932>
- Mörmann, W. H., & Bindl, A. (2002). All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 405–26, viii. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12014040>
- Mount, G. J., & Hume, W. R. (1999). *Conservación y restauración de la estructura dental*. Harcourt. Retrieved from <https://dialnet.unirioja.es/servlet/libro?codigo=182143>
- Odman, P., & Andersson, B. (2001). Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(6), 504–509. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12066695>
- Oruç, S., & Tulunoglu, Y. (2000). Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(3), 314–318. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10709040>
- Pallesen, U., & van Dijken, J. W. V. (2000). An 8-year evaluation of sintered ceramic and glass ceramic inlays processed by the Cerec CAD/CAM system. *European Journal of Oral Sciences*, 108(3), 239–246. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0722.2000.108003239.x>
- Pascual Moscardó, A., & Camps Alemany, I. (2006). E363 Clinical dentistry Aesthetic dentistry Aesthetic dentistry: Chromatic appreciation in the clinic and

- the laboratory. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal Med Oral Patol Oral Cir Bucal Aesthetic Dentistry*, 1111, 363–368. Retrieved from http://scielo.isciii.es/pdf/medicorpa/v11n4/en_15.pdf
- Peña-López, J. M., Fernández-Vázquez, J. P., Álvarez-Fernández, M. Á., & González-Lafita, P. (2003). Técnica y sistemática clínica de la preparación y construcción de carillas de porcelana. *RCOE*, 8(6), 647–668.
- Persson, A., Andersson, M., Oden, A., & Sandborgh-Englund, G. (2006). A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(3), 194–200. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.01.003>
- Persson, M., Andersson, M., & Bergman, B. (1995). The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(3), 223–229. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7473274>
- Piowarczyk, A., Ottl, P., Lauer, H.-C., & Kuretzky, T. (2005). A Clinical Report and Overview of Scientific Studies and Clinical Procedures Conducted on the 3M ESPE Lavatm All-Ceramic System. *Journal of Prosthodontics*, 14(1), 39–45. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2005.00003.x>
- Pokorny, P. H., Wiens, J. P., & Litvak, H. (2008). Occlusion for fixed prosthodontics: A historical perspective of the gnathological influence. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(4), 299–313. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60066-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60066-9)
- Preston, J. D., & Berger, R. (1977). Some laboratory variables affecting ceramometal alloys. *Dental Clinics of North America*, 21(4), 717–728. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/332540>
- Propdental. (n.d.). Desgaste dental. Retrieved March 11, 2018, from <https://www.propdental.es/desgaste-dental/>
- Raigrodski, A. J., Chiche, G. J., Potiket, N., Hochstedler, J. L., Mohamed, S. E., Billiot, S., & Mercante, D. E. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(4), 237–244. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.08.010>
- Revised ANSI/ADA specification no. 5 for dental casting alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. (1989). *Journal of the American Dental Association (1939)*, 118(3), 379. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2921435>
- Rus, M., Ramiro, P., García, S., Jesús, M., & Gómez, R. (2007). Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección Dental ceramics: Classification and selection criteria, 12(4), 253–263. Retrieved from <http://scielo.isciii.es/pdf/rcoe/v12n4/revision1.pdf>
- Santos, M. J. M. C., Costa, M. D., Rubo, J. H., Pegoraro, L. F., & Santos, G. C. (2015). Current all-ceramic systems in dentistry: a review. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 36(1), 31-7, 40. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25822404>
- Sasse, M., Krummel, A., Klosa, K., & Kern, M. (2015a). Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*, 31(8), 907–915. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.04.017>

- Sasse, M., Krummel, A., Klosa, K., & Kern, M. (2015b). Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*, 31(8), 907–915.
- Shillingburg, H. T., & Sather, D. A. (n.d.). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Retrieved from http://www.quintpub.com/display_detail.php3?psku=B4757#.WqV0X5Nualw
- Sidney, A., & Bruguera, A. (2011). *Invisible : Restauraciones estéticas cerámicas*. Editorial Médica Panamericana. Retrieved from <https://www.medicapanamericana.com/Libros/Libro/4329/Invisible.html>
- Taga, Y., Kawai, K., & Nokubi, T. (2001). New method for divesting cobalt-chromium alloy castings: Sandblasting with a mixed abrasive powder. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(4), 357–362. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.114265>
- Technology, I. of M. (US) C. on H. C., & Goodman, C. (1988). American Dental Association Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK218307/>
- Touati, B., Miara, P., & Nathanson, D. (1999). *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. Martin Dunitz.
- Vailati, F., & Carciofo, S. (2016). CAD/CAM monolithic restorations and full-mouth adhesive rehabilitation to restore a patient with a past history of bulimia: the modified three-step technique. *Int J Esthet Dent*, 11(1), 36–56.
- Wassell, R. W., Steele, J. G., & Welsh, G. (1998). Considerations when planning occlusal rehabilitation: a review of the literature. *International Dental Journal*, 48(6), 571–581. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9881291>
- Wassermann, A., Kaiser, M., & Strub, J. R. (2006). Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures: A systematic literature review. *The International Journal of Prosthodontics*, 19(4), 355–363. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16900818>
- Wataha, J. C. (2000). Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(2), 223–234. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10668036>
- Wataha, J. C. (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 351–363. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12011845>
- Wataha, J. C., Lockwood, P. E., Khajotia, S. S., & Turner, R. (1998). Effect of pH on element release from dental casting alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(6), 691–698. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9830075>
- Wataha, J. C., Lockwood, P. E., Noda, M., Nelson, S. K., & Mettenburg, D. J. (2002). Effect of toothbrushing on the toxicity of casting alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(1), 94–98. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11807490>
- Workshop: biocompatibility of metals in dentistry. National Institute of Dental Research. (1984). *Journal of the American Dental Association (1939)*, 109(3), 469–471. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6148367>