

UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO

Colegio de Ciencias de la Salud

Evaluación de la precisión marginal en cofias de zirconia elaboradas empleando los sistemas CAD/CAM Cerec InLab y Zirkozahn en comparación con la precisión marginal de cofias de zirconia elaboradas con el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO

María José Jiménez Suárez

Estefanía Rodríguez, Dra. Especialista en Prótesis Bucal e Implantología, Directora de Tesis

Tesis de Grado presentada como requisito para la obtención del título de Odontóloga

Quito, noviembre de 2014

Universidad San Francisco de Quito

Colegio de Ciencias de la Salud

HOJA DE APROBACIÓN DE TESIS

Evaluación de la precisión marginal en copias de zirconia elaboradas empleando los sistemas CAD/CAM Cerec InLab y Zirkozahn en comparación con la precisión marginal de copias de zirconia elaboradas con el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO

María José Jiménez Suárez

Estefanía Rodríguez, Dra.
Directora de Tesis

Johanna Monar, Dra.
Directora de Investigación

Dicson Andrade, Dr.
Miembro del Comité de Tesis

Cristina Burbano, Dra.
Miembro del Comité de Tesis

María Eugenia Browne, Dra.
Miembro del Comité de Tesis

Fernando Sandoval, Dr.
Decano de la Facultad de Odontología

Quito, noviembre de 2014

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído la Política de Propiedad Intelectual de la Universidad San Francisco de Quito y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo de investigación quedan sujetos a lo dispuesto en la Política.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo de investigación en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma:

Nombre: María José Jiménez Suárez

C.I.: 1714814413

Fecha: Quito, noviembre de 2014

Dedicatoria

A Dios, por darme la maravillosa oportunidad de poder educarme y formarme como una profesional. Gracias Dios por guiarme siempre por el camino correcto.

A mis padres, que han sido un continuo ejemplo de constancia, perseverancia, esfuerzo y trabajo. Gracias a su apoyo incondicional he podido sobrellevar los obstáculos y mantenerme siempre firme a pesar de las adversidades. Gracias por incentivarne a soñar en grande y nunca dejarme vencer.

A mi familia, por estar junto a mí en todo momento. Gracias por su comprensión y por compartir conmigo todos sus buenos consejos.

A mis amigos, con quienes compartí excelentes momentos y de quienes aprendí que la amistad se construye día a día.

Agradecimientos

Agradezco a mis padres, por brindarme día a día su fortaleza para seguir adelante en este proceso de aprendizaje. Gracias por su esfuerzo en buscar siempre lo mejor para mí.

Agradezco a mis profesores, por compartir conmigo sus conocimientos y experiencia. Gracias por enseñarme que el verdadero valor del conocimiento se fundamenta en lo que podemos hacer con él a favor de los demás. Gracias por incentivar me a continuar preparándome en mi futura vida profesional.

Quiero expresar un agradecimiento especial a mi tutora, Dra. Estefanía Rodríguez, por su continua ayuda, interés y tiempo. Gracias por su constante exigencia a dar siempre lo mejor, investigar más allá y estar siempre preparada.

Agradezco también a la Dra. Johanna Monar, por ser una gran guía en la realización de la presente investigación.

Agradezco a todas las personas, que de forma desinteresada, contribuyeron para el desarrollo de la presente investigación.

Agradezco a mis amigas, por escucharme en todo momento y formar parte de este camino de continuo aprendizaje.

Resumen

El objetivo de este estudio *in vitro* fue comparar la precisión marginal de cofias de zirconia elaboradas empleando dos sistemas CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y Zirkonzahn (Zirkonzahn) y un sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn).

Materiales y métodos: Se elaboró un modelo maestro de Cr-Co en base a una preparación de ivorina para corona de zirconia de un segundo premolar superior, al que se le realizó una reducción de 1mm en la pared axial y 1.5mm en oclusal, con un margen gingival de hombro redondeado. Se fabricaron diez cofias para cada sistema, talladas en zirconia pre-sinterizada y posteriormente sinterizadas de acuerdo a las instrucciones del fabricante. El grupo control consistió de diez cofias de metal elaboradas mediante el método de cera perdida. A través de una técnica de réplica, utilizando silicona de adición (polivinil siloxano) Elite HD+ (Zhermack), se tomaron impresiones de cada cofia para obtener el espesor marginal y determinar la discrepancia absoluta de cada cofia. Las medidas se obtuvieron a través de un estereomicroscopio (Meiji Techno EMZ-13TR (Japón)), a un aumento de 50x. El análisis estadístico se realizó utilizando el software IBM SPSS. Para comparar los datos obtenidos y obtener la significancia, se ejecutó el test t.

Resultados: La discrepancia marginal absoluta media y el espesor marginal fue $92.14 \pm 38.59 \mu\text{m}$ y $78.62 \pm 31.33 \mu\text{m}$ para el sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona), $38.71 \pm 12.62 \mu\text{m}$ y $36.91 \pm 13.56 \mu\text{m}$ para el sistema CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn), $77.92 \pm 38.01 \mu\text{m}$ y $69.42 \pm 33.23 \mu\text{m}$ para el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn) y $44.11 \pm 15.36 \mu\text{m}$ y $43.74 \pm 15.70 \mu\text{m}$ para el grupo control. La prueba t determinó diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas Cerec InLab (Sirona) y Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn) en comparación con el grupo control para la discrepancia marginal absoluta y el espesor marginal ($p=0.000$)($p<0.001$). Sin embargo, no existieron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn) y el grupo control ($p>0.001$). El nivel de significancia fue $p>0.001$.

Conclusiones: Todos los sistemas mostraron discrepancias marginales medias menores a $120 \mu\text{m}$, por tanto son considerados clínicamente aceptables. El sistema más preciso fue CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn). El sistema que mostró menor precisión marginal fue Cerec InLab (Sirona). Se aceptó parcialmente la hipótesis del estudio puesto que el sistema CAD/CAM Zirkonzahn (Sirona) presentó mejor precisión marginal comparada con el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn). Sin embargo, el sistema Cerec InLab no cumplió con el postulado propuesto en la hipótesis.

PALABRAS CLAVE: CAD/CAM, discrepancia marginal, zirconia, sistemas pantográficos

Abstract

The aim of this *in vitro* study was to compare the marginal accuracy of zirconia copings fabricated using two CAD/CAM systems Cerec inLab (Sirona) and Zirkonzahn (Zirkonzahn), and a pantograph system Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn).

Materials and methods: a master Cr-Co model was elaborated based on a typodont zirconia preparation of a superior premolar (tooth #1.5). There was an axial reduction of 1mm, occlusal reduction of 1.5mm, and a rounded shoulder margin. Ten copings were manufactured for each system, all of them were milled in pre-sintered zirconia and sintered following the manufacturer's instructions. The control group consisted of ten metal copings elaborated using a conventional technique. With the use of polyvinyl siloxane impression materials (Elite HD+ (Zhermack), a replica technique was applied to obtain marginal width and determine the absolute marginal discrepancy of each coping. The marginal width was also measured. The measurements were taken using a stereomicroscope (Meiji Techno EMZ-13TR (Japan)) at a 50x magnification. Statistical analysis was performed using IBM SPSS software. A t-test study was performed to compare the data obtained.

Results: The mean absolute marginal discrepancy and the marginal width were: $92.14 \pm 38.59 \mu\text{m}$ and $78.62 \pm 31.33 \mu\text{m}$ for the Cerec InLab (Sirona) CAD/CAM system, $38.71 \pm 12.62 \mu\text{m}$ and $36.91 \pm 13.56 \mu\text{m}$ for the Zirkonzahn (Zirkonzahn) CAD/CAM system, $77.92 \pm 38.01 \mu\text{m}$ and $69.42 \pm 33.23 \mu\text{m}$ for milling system Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn) and $44.11 \pm 15.36 \mu\text{m}$ and $43.74 \pm 15.70 \mu\text{m}$ for the control group of metal copings. The t-test showed significant differences between the Cerec InLab (Sirona) CAD/CAM system and the Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn) compared with the control group for absolute marginal discrepancy and marginal width ($p=0.000$)($p<0.001$). However, there were no significant differences between the Zirkonzahn (Zirkonzahn) CAD/CAM system and the control group ($p>0.001$). The overall level of statistical significance was $p>0.001$.

Conclusions: All of the systems showed mean marginal discrepancies lower than $120 \mu\text{m}$, therefore they were considered clinically acceptable. Zirkonzahn CAD/CAM system was the more precise system of all. The less precise system was CAD/CAM Cerec InLab (Sirona). The hypothesis of the study is partially accepted since the Zirkonzahn CAD/CAM system showed better marginal fit compared to the milling system Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn). The CAD/CAM Cerec InLab system did not support the hypothesis.

KEY WORDS: CAD/CAM, marginal discrepancy, zirconia, milling systems

Tabla de contenido

Resumen	7
Abstract.....	8
1. Introducción.....	18
1.1 Texto introductorio.....	18
1.2 Justificación	19
1.3 Objetivos.....	20
1.3.1 General.....	20
1.3.2 Específicos.....	20
1.4 Hipótesis	20
2. Marco Teórico	21
2.1 Los Sistemas CAD/CAM en Odontología	21
2.1.1 Breve reseña histórica.....	21
2.1.2 Tecnología CAD/CAM.....	23
2.1.3 CAD Odontológicos	27
2.1.3.1 Tipos de escáner y su funcionamiento.....	28
2.1.3.1.2 Funcionamiento	29
2.1.3.1.3 Escáner intraorales.....	31
2.1.3.1.4 Escáner de laboratorio	34
2.1.4 CAM	36
2.1.5 Ventajas de los sistemas CAD/CAM.....	38

2.1.6 Desventajas de los sistemas CAD/CAM	40
2.2 Los sistemas Pantográficos.....	42
2.3 Dióxido de zirconio en odontología	44
2.3.1 Bloques de zirconia	48
2.3.2 Tratamiento de la zirconia	49
2.3.2.1 Sinterización	52
2.3.2.2 Acabado superficial en laboratorio.....	55
2.3.2.3 Cementación de la zirconia.....	56
2.3.3 Propiedades mecánicas	58
2.3.3.1 Resistencia a la fractura	59
2.3.3.2 Estabilización y transformación de fase	60
2.3.3.3 Revestimiento de la porcelana.....	63
2.3.4 Biocompatibilidad	64
2.3.5 Estética	65
2.3.6 Envejecimiento de zirconia	67
2.4 Precisión marginal	68
2.4.1 Importancia de la precisión marginal	68
2.4.2 Factores asociados a la discrepancia marginal	69
2.4.3 La precisión marginal y la cementación	71
2.4.4 Precisión marginal y ajuste interno en las restauraciones de zirconia.....	72
2.4.5 Preparación de las estructuras de zirconia.....	73
2.4.6 Supervivencia a largo plazo.....	75
2.4.7 La precisión marginal en cofias de metal	75

2.4.8 Comparación entre restauraciones de metal-porcelana y zirconia	76
3. Materiales y métodos.....	79
3.1 Tipo de estudio	79
3.1.1 Variables	80
3. 2 Muestras	80
3.2.1 Criterios de inclusión.....	81
3.2.2 Criterios de exclusión	81
3.3 Materiales	81
Lista de materiales	81
Sistemas de confección de cofias y dispositivos utilizados.....	82
3.4 Métodos	83
3.4.1 Elaboración del modelo maestro	83
3.4.2 Elaboración de las cofias	85
3.4.2.1 Sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn)	85
3.4.2.2 Sistema Pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkozahn).....	95
3.4.2.3 Elaboración de cofias metálicas	97
3.4.2.4 Elaboración de dispositivo de aplicación de fuerza.....	97
3.4.3 Selección de las muestras	98
3.4.4 Desinfección de las muestras.....	99
3.4.5 Toma de impresiones.....	101
3.4.6 Cortes empleando bisturí.....	107
3.4.7 Almacenamiento de las muestras	110

3.4.8 Observación en el microscopio estereoscopio.....	111
4. Resultados.....	114
5. Discusiones.....	118
6. Conclusiones.....	126
7. Recomendaciones.....	127
8. Referencias.....	129
9. Anexos.....	136
9.1 Anexo 1. Carta de calibración del dispositivo de fuerza constante.....	136
9.2 Anexo 2. Certificado de calibración de dispositivo de fuerza constante.....	137
9.3 Anexo 3. Carta de solicitud para utilización de microscopio estereoscopio.....	138
9.4 Anexo 4. Certificado de mediciones realizadas en el microscopio estereoscopio.....	139

Lista de Figuras

Figura 1. Diagrama que muestra las fases crislográficas del dióxido de zirconia. Fase tetragonal (izquierda) y monoclinico (derecha).	45
Figura 2 Tipos de microestructuras de zirconia.....	48
Figura 3 Tamaño de los granos de zirconia en diferentes temperaturas de sinterización .	54
Figura 4 Diagrama que muestra la transformación de fase de la zirconia tras una microfractura.	62
Figura 5 Modelo maestro de cromo-cobalto	84
Figura 6 Vista de preparación en muñón de cromo-cobalto.....	84
Figura 7 Scanner inEOS blue (Sirona) Figura 8 Muñón para escaneo	85
Figura 9 Escaneo de muñón.....	86
Figura 10 Diseño CAM	86
Figura 11 Diseño 3D de muñón escaneado	87
Figura 12 Diseño de cofia determinación de margen	87
Figure 13 Diseño de cofia vista externa	88
Figura 14 Calibración fresas.....	88
Figura 15 Tallado de cofia.....	89
Figura 16 Zirkon Scanspray	90
Figura 17 Escaneo de modelo maestro	90
Figura 18 Scanner S600.....	91
Figura 19 Diseño 3D de muñón.....	91
Figura 20 Diseño CAM	92
Figura 21 Diseño CAM de cofia.....	92

Figura 22 Diseño CAM muñón vista interna.....	93
Figura 23 Milling Unit M5 Zirkonzahn.....	93
Figura 24 Anillo zirconia presinterizada ICE Zirkon Translucent (Zirkonzahn).....	94
Figura 25 Horno de sinterización Zirkonofen 600	94
Figura 26 Vista interna horno Zirkonofen 600.....	95
Figura 27 Sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn).....	96
Figura 28 Resinas de fotocurado para modelado de cofias Rigid y Rigid Transparent (Zirkonzahn).....	96
Figura 29 Cubos de zirconia presinterizada ICE Zirkon Translucent 9 (Zirkonzahn)	97
Figura 30 Dispositivo de peso constante	98
Figura 31 Muestras seleccionadas de cada sistema empleado	99
Figura 32 Limpieza de cofias con etanol.....	99
Figura 33 Limpieza ultrasónica de las cofias	100
Figura 34 Limpieza ultrasónica de cofias metálicas	100
Figura 35 Recolección de cofias después de la limpieza ultrasónica.....	101
Figura 36 Siliconas utilizadas.....	102
Figura 37 Colocación de silicona liviana	103
Figura 38 Colocación de cofia en muñón maestro	103
Figura 39 Asentamiento de cofia con silicona liviana en muñón maestro	104
Figura 40 Colocación de pesa en dispositivo de peso constante	104
Figura 41 Muñón en dispositivo de peso constante.....	105
Figura 42 Retiro de cofia con pinza mosquito.....	105
Figura 43 Silicona liviana en muñón maestro	106

Figura 44 Estabilización de silicona liviana	Figura 45 Identificación de zonas	106
Figura 46 Impresión de muñón con silicona pesada y liviana.....		107
Figura 47 Medición de cortes con regla milimetrada		108
Figura 48 Parámetros de corte		108
Figura 49 Siliconas cortadas.....		109
Figura 50 Vista central de corte.....		109
Figura 51 Almacenamiento de muestras		110
Figura 52 Parámetros para determinar la discrepancia marginal		111
Figura 53 Estereomicroscopio Meiji Techno EMZ-13TR (Japón)		111
Figura 54 Vista 50X microscopio óptico estereoscopio sistema Cerec InLab (Sirona)..		112
Figura 55 Vista 50 x microscopio estereoscopio sistema CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn).....		113
Figura 56 Vista 50X microscopio estereoscopio sistema Zirkograph 025 ECO (Zirkozahn).....		113
Figura 57 Vista 50X microscopio estereoscopio grupo de cofias metálicas		114

Lista de Tablas

Tabla 1 Resultados de discrepancia marginal de cofias de zirconia de los sistemas CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y Zirkonzahn (Zirkonzahn).....	116
Tabla 2 Resultados de discrepancia marginal de cofias de zirconia de los sistemas Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn) y el grupo control de cofias metálicas.	116
Tabla 3 Prueba t de discrepancia marginal absoluta $z(\mu\text{m})$ entre los sistemas analizados y el grupo control.....	118
Tabla 4 Prueba t de espesor marginal $w(\mu\text{m})$ entre los sistemas analizados y el grupo control.....	118

Lista de gráficos

Gráfico 1 Box plot que representa las dimensiones obtenidas de discrepancia marginal horizontal (x), vertical (y), absoluta (z) y espesor marginal (w) para cada sistema utilizado.	115
Gráfico 2 Gráfico de barras que muestra los valores medios de discrepancia marginal absoluta (z) y espesor marginal (w) de los sistemas utilizados.	117

Evaluación de la precisión marginal en cofias de zirconia elaboradas empleando los sistemas CAD/CAM Cerec InLab y Zirkozahn en comparación con la precisión marginal de cofias de zirconia elaboradas con el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO.

1. Introducción

1.1 Texto introductorio

La preocupación estética ha llevado a la creación de materiales dentales cerámicos empleados para la confección de coronas libres de metal. Entre estos materiales se encuentran el disilicato de litio, feldespato, alúmina (Al_2O_3) y zirconia (ZrO_2). El dióxido de zirconio o zirconia fue implementado en odontología inicialmente para la fabricación de pilares para implantes y postes endodónticos. Actualmente, el dióxido de zirconio se utiliza en la confección de cofias para prótesis parciales fijas debido a su dureza y resistencia. La zirconia puede ser empleada en diversos sistemas de elaboración de cofias, como los sistemas CAD/CAM y pantográficos (Martínez y Rodríguez, 2010).

La precisión marginal es un factor de gran importancia en la elaboración de prótesis fijas. Esto se debe a que fallas en la adaptación marginal dan como resultado el fracaso a largo plazo del tratamiento rehabilitador. La presencia de espacio entre la cofia y el muñón, sobre el cual se asienta la corona, contribuye a la formación de biofilm. Como consecuencia se produce inflamación gingival y desarrollo de caries secundarias. Además, la imprecisión marginal aumenta la prevalencia de bacterias en la cavidad oral, incrementando la incidencia de enfermedades periodontales. Las microfiltraciones pueden producir problemas endodónticos. Existen también aspectos mecánicos afectados por un sellado marginal inadecuado. Un

elevado espesor de cemento aumenta la fuerza de tensión sobre la superficie de la corona, produciendo desgaste de la porcelana (Kohorst et al., 2009). El espacio aceptable entre la cofia y el diente debe ser menor a $120\mu\text{m}$ (McLean & Von Fraunhofer, 1971).

1.2 Justificación

Hoy en día, la utilización de zirconia para la elaboración de cofias unitarias y prótesis parciales fijas ha experimentado un crecimiento gradual en conjunto con el aumento de las demandas estéticas en el campo de la odontología. Sin embargo, existe también una limitación significativa en cuanto a su utilización debido a fallas en la precisión marginal y ajuste interno de este tipo de material. Esto trae como resultado el fracaso a largo plazo del tratamiento rehabilitador. Es importante mencionar que la desadaptación marginal está relacionada con problemas dentales que afectan a tejidos duros y blandos. Entre los principales problemas se destacan la acumulación de biofilm y la consecuente inflamación gingival presente en la zona (Kohorst et al., 2009). Por otro lado, la imprecisión marginal produce un aumento en la prevalencia de bacterias en la cavidad oral (Kohorst et al., 2009). Como consecuencia de las microfiltraciones, se producen caries secundarias. Además, se puede desarrollar una inflamación pulpar que, al no ser tratada, puede adquirir carácter irreversible y por tanto, requerir de un tratamiento endodóntico. De esta manera, se presenta a la imprecisión marginal como un factor desencadenante de otros problemas dentales (periodontales, endodónticos) que comprometen a los tejidos y traen consigo resultados impredecibles. Por esta razón, el siguiente estudio pretende determinar, entre el sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona), CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn) y sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn), qué método es más preciso para la elaboración de cofias de zirconia. Los

resultados de este estudio contribuirán a la elección del método más preciso entre los sistemas analizados, de manera que se reduzcan las consecuencias desfavorables de la discrepancia marginal.

1.3 Objetivos

1.3.1 General

- Comparar la discrepancia marginal en copias de zirconia elaboradas empleando los sistemas CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn) con el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn), mediante observación microscópica, para determinar qué sistema es el más preciso.

1.3.2 Específicos

- Determinar qué sistema presenta mayor precisión marginal entre CAD/CAM Cerec InLab (Sirona), CAD/CAM Zirkonzahn y pantógrafo Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn) en la fabricación de copias unitarias de zirconia.
- Establecer si la discrepancia marginal de los sistemas estudiados es clínicamente aceptable.
- Determinar los beneficios y limitaciones de cada sistema.

1.4 Hipótesis

- La adaptación marginal de las copias unitarias de zirconia elaboradas con los sistemas CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn) es más

precisa que la adaptación marginal de cofias unitarias de zirconia fabricadas mediante el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn).

2. Marco Teórico

2.1 Los Sistemas CAD/CAM en Odontología

2.1.1 Breve reseña histórica

Los sistemas CAD/CAM han sido implementados en el área odontológica desde 1980. Su objetivo principal es incorporar herramientas tecnológicas que ayuden a procesos relacionados con la elaboración de restauraciones fijas de varios tipos, como inlays, onlays, coronas unitarias y segmentos protésicos. Los sistemas CAD/CAM permiten al clínico obtener resultados más precisos, estéticos y rápidos. La tecnología CAD/CAM se basa en un diseño asistido por una computadora (CAD) y la confección o manufactura ayudada también por un ordenador (CAM). El sistema consiste en la obtención de imágenes, mediante una escáner, que se transfieren a una computadora con el objetivo de obtener una imagen tridimensional. A partir de esta imagen, el clínico puede confeccionar, de forma digital, el diseño de la prótesis parcial fija. Una vez realizado el diseño, la información pasa a una máquina talladora que elaborará la cofia en un bloque de material cerámico (Miyazaki & Hotta, 2011).

Los primeros equipos creados aparecieron en 1970. En Estados Unidos, John Young y Bruce Altschuler idearon un sistema de mapeo de red intraoral utilizando instrumentación óptica. En 1984, el sistema Duret evidenció la utilidad del sistema CAD/CAM en restauraciones de cobertura completa de una sola unidad. El sistema Duret constaba de un

digitador intraoral que tomaba una impresión óptica del muñón. La información digital obtenida era reconstruida en un monitor de 3D y la morfología oclusal reproducida de forma virtual. La corona final se obtenía mediante el tallado realizado en una máquina controlada. Duret desarrolló el sistema Sopha pero éste no pudo ser aplicado clínicamente puesto que no presentaba precisión en cuanto a los métodos digitales, computadores y materiales. Debido a la complejidad del equipo y a su costo, el sistema no tuvo éxito (Miyazaki & Hotta, 2011).

Mormann y colegas (1989) desarrollaron el sistema CEREC, mediante el cual, se podía realizar una restauración inlay utilizando un sistema asistido por computadora. Para la fabricación de un inlay, se empleaba una cámara intraoral que presentaba menor dificultad que el sistema anterior. Sin embargo, el sistema CEREC solo permitía la fabricación de inlays, mediante la reproducción de morfología oclusal, mientras que los contornos morfológicos no podían ser reproducidos (Miyazaki & Hotta, 2011). Además, una restauración tomaba 4 horas en ser fabricada, por tanto el sistema no presentaba beneficios significativos en cuanto a la optimización de tiempo (Birnbaum & Aaronson, 2008). Actualmente, el sistema CEREC permite la fabricación de coronas, muñones, núcleos para prótesis fija, entre otros, con resultados satisfactorios a largo plazo (Miyazaki & Hotta, 2011). A medida que continuaba el desarrollo del sistema CAD/CAM odontológico, la incorporación de diversos digitalizadores fue examinada. De esta manera, se crearon sondas láser con sensor, láser con cámaras, entre otros. En cuanto a los materiales, inicialmente se utilizaron aleaciones de cromo-níquel debido al aumento en el precio del oro. Después, se empleó como material el titanio, debido a su carácter antialérgico. Sin embargo, la precisión de la cofia era difícil de obtener con dicho material. Anderson y colegas modificaron el titanio mediante erosión y utilizaron el sistema CAD/CAM para realizar carillas de composite. Hace unos años, el material de elección para

coronas libres de metal era la alúmina policristalina. Este material fue la base para el sistema Procera. Actualmente, la utilización de la zirconia ha tomado un papel principal en la confección de coronas. El sistema basado en este material es más seguro, duradero y estético. Además, presenta excelente ajuste mecánico, buen pronóstico y rápida elaboración (Miyazaki & Hotta, 2011).

En el sistema CAD/CAM se pueden utilizar dos tipos de zirconia. El primer tipo se encuentra en bloque completamente sinterizado que se talla en una máquina mecánica. En este tipo, se obtiene un bloque de mayor estabilidad dimensional (mejor ajuste) debido a que no existe contracción de polimerización. Sin embargo, existe mayor desgaste de los instrumentos debido al tallado mecánico. El otro tipo de presentación de zirconia es un bloque verde parcialmente sinterizado. Un sinterizado final permite la obtención de un material con suficiente fuerza. No obstante, se debe realizar un ajuste dimensional de procedimientos CAD (Miyazaki & Hotta, 2011).

2.1.2 Tecnología CAD/CAM

El objetivo principal de los sistemas CAD/CAM es la optimización de recursos y tiempo, mediante un sistema asistido y diseñado por computadora, en el que el operador puede planificar y producir de forma integrada y automatizada. Por sus siglas en inglés, CAD se refiere a *Computer Aided Design* y consiste en un software de diseño gráfico tridimensional en el cual, mediante escaneo, un objeto físico es transformado en una imagen 3D en computador. Por otro lado, las siglas CAM representan en inglés *Computer Aided Manufacturing*,

procedimiento mediante el cual una imagen de diseño CAD, a través de un fresador robótico, es utilizada para la elaboración de un producto final (Montagna y Barbesi, 2013).

Debido a la estandarización y optimización de recursos de los sistemas CAD/CAM, varios estudios han evaluado la supervivencia de las restauraciones elaboradas empleando dichos sistemas. Un estudio realizado por Posselt & Kerschbaum estableció una supervivencia del 95.5% en 9 años para restauraciones elaboradas con sistemas CAD/CAM, realizando un seguimiento de 2328 restauraciones. Para restauraciones CAD/CAM inlay y onlay, la supervivencia de las mismas fue de 96% en un período de 4.5 años y de 91% en 7 años. Estos porcentajes de supervivencia son superiores para restauraciones elaboradas con materiales cerámicos que presentan mejores propiedades mecánicas (Renne, 2014).

La producción del producto mediante el sistema CAD/CAM consta de tres procedimientos básicos. El primero consiste en el escaneo del objetivo físico. La imagen es transformada en una nube de puntos en base a un conjunto de datos numéricos. En una siguiente fase, se procede a realizar el diseño o modelo mediante el sistema CAD. Finalmente, a través del fresador CAM, se transforma el diseño en computador en un producto final. A continuación, se describe cada una de las etapas (Montagna y Barbesi, 2013).

Para la obtención de una imagen en 3D, se requiere de tres módulos virtuales, que son el muestreo, modelado e interpretación. El muestreo se obtiene principalmente mediante el escaneo. En odontología, el escaneo consiste en la utilización de láser y proyección de patrones luminosos. El escáner láser funciona mediante la emisión de un impulso electromagnético y la recepción de una señal de reflejo captada por un sensor. A través de la medición de la distancia entre el sensor y el objeto, es posible establecer un punto concreto en el objeto físico. La obtención de una serie de dichos puntos (nube de puntos) permite la

conformación del objeto de forma virtual. Los sistemas de escaneo trabajan fundamentalmente por medio de triangulación o diferencia de fase. En este caso, la triangulación se realiza con un escáner láser, entre el emisor, el objeto y el receptor de la señal reflejada (Montagna y Barbesi, 2013).

El modelado consiste en obtener la imagen del objeto de forma virtual, es decir, la imagen debe ser transformada en un formato 3D. Existen dos tipos de modelado, el sólido y el de superficie. El modelado sólido es aplicable en tomografías, en las que se obtiene el volumen del objeto. Para los sistemas CAD/CAM, se utiliza el modelado de superficie. Éste último consiste en la descripción externa de la superficie del objeto, es decir, se generan objetos vacíos. La principal técnica en este tipo de modelado es la malla poligonal. La superficie es así descrita como un conjunto de polígonos, principalmente triángulos, por su fácil representación y manipulación. Esta malla triangular permite obtener información sobre la posición de los vértices, que representan un factor geométrico, y la relación o conectividad de los triángulos, es decir, un factor topológico. Mientras mayor es el número de triángulos, mejor es la resolución y por tanto, más detallada es la imagen. Si existe un mayor detalle, la precisión incrementa también. El problema con estos sistemas de alta resolución se basa en la complejidad de los programas que requieren para ser procesados (Montagna y Barbesi, 2013).

Finalmente, el *rendering*¹ o interpretación consiste en la representación geométrica transformada en una imagen a través de algoritmos. Cuando se elabora la imagen, cada punto de la nube corresponde a un pixel. Una vez obtenida dicha imagen, se procede a realizar la

¹ Proceso de generar una imagen a partir de un modelo por medio de un software. Rendering. (n.d). Princeton University. Recuperado Mayo 20, 2014, desde [http://www.princeton.edu/~achaney/tmve/wiki100k/docs/Rendering_\(computer_graphics\).html](http://www.princeton.edu/~achaney/tmve/wiki100k/docs/Rendering_(computer_graphics).html)

planificación CAD, en la que es posible realizar un encerado virtual y diseño de la prótesis (Montagna y Barbesi, 2013).

Los sistemas de escaneo y CAD pueden clasificarse en abiertos o cerrados. En los sistemas abiertos, los archivos son compatibles con varios sistemas, de manera que el operador puede elegir el sistema CAM para la elaboración de su producto final. Por otro lado, en los sistemas cerrados, los archivos sólo son compatibles con el mismo sistema operativo. Es decir, se limita los materiales e instrumentos de otras casas comerciales. Sin embargo, el beneficio de estos sistemas es su alta compatibilidad y reducción de errores al existir menor pérdida de datos (Montagna y Barbesi, 2013).

Existen tres procesos de producción para los sistemas CAD/CAM. Cada componente del sistema (escáner, software CAD, fresadora CAM) puede estar localizado en diversos lugares, por tanto la producción de las restauraciones consiste en un proceso estandarizado, en secuencia, que puede comprender el envío de información a varios centros. Los sistemas de producción en el consultorio dental (*chairside*²) se basan en la obtención de una impresión digital empleando escáner intraorales y el posterior diseño CAD. Estos sistemas constan de fresadoras pequeñas que llevan a cabo todo el proceso en el consultorio dental. Para sistemas CAD/CAM de laboratorio, el sistema completo se encuentra operado por un técnico dental y consta de un escáner de modelos, software CAD y fresadora CAM. Existen también centros de fabricación centralizada de restauraciones CAD/CAM que reciben la información del diseño, enviadas por laboratorios dentales, a través de internet. El centro de producción fabrica la restauración final, en máquina fresadoras CAM y envía el producto elaborado al laboratorio.

² Relacionado a, ejecutado en la cercanía de o asistido en el trabajo realizado a un paciente en el asiento dental. Chairside. (n.d.). Merriam-Webster. Recuperado Mayo 20, 2014, desde <http://www.merriam-webster.com/medical/chairside>

Cabe destacar que las impresiones digitales tomadas con escáner intraorales también pueden ser enviadas a un centro de tallado (Beuer et al., 2008).

2.1.3 CAD Odontológicos

Los sistemas CAD odontológicos presentan un diseño específico aplicable únicamente en el ámbito dental. Por tanto, se trata de sistemas verticales y personalizados que cuentan con varios elementos como librería de modelos o formas de prótesis a utilizar. Cuentan con una aplicación macro en la que el software elige de forma automática una propuesta de diseño después de la programación de márgenes de acabado. Además, es posible determinar factores físicos y geométricos que verifican espesores mínimos requeridos en las restauraciones con el objetivo de evitar fracturas (Montagna y Barbesi, 2013).

Los sistemas CAD odontológicos permiten la elaboración de modelos con gran detalle en zonas específicas del diente. Es posible obtener una imagen de cada pilar con ampliación en cuanto a dientes adyacentes. A través de estos sistemas, el técnico puede elaborar un diseño mediante el modelado y determinar los parámetros del fresado posterior (Montagna y Barbesi, 2013).

Desde el diseño del proyecto hasta el establecimiento de los factores de tallado, cada sistema presenta una secuencia de pasos estandarizados de manera que se reducen errores del manejo del técnico (Montagna y Barbesi, 2013).

Para la planificación, el técnico elige primero la posición del diente en la arcada, seguido del tipo de restauración y un modelo de la prótesis que obtiene de una librería virtual provista por el sistema. Es posible también observar la intensidad de los contactos durante el diseño. A continuación, el técnico elige el espesor del cemento, la extensión del cierre y el

refuerzo de los márgenes. Además, selecciona el espesor de las cofias, conectores y un espacio adecuado para el revestimiento cerámico (Montagna y Barbesi, 2013).

2.1.3.1 Tipos de escáner y su funcionamiento

Los principales objetivos del escáner tridimensional son la obtención de la morfología de un objeto y transformación de esta información en un conjunto de datos que pueden ser interpretados en una imagen digital. En odontología, los escáner son empleados para obtener, en formato digital, modelos de yeso, preparaciones dentales o impresiones en silicona (Montagna y Barbesi, 2013).

Existen dos tipos de escáner, de acuerdo a su funcionamiento, que pueden ser de contacto o de no contacto. Los escáner de contacto presentan una sonda que en conjunto con un motor, se mueve a través de la superficie del objeto. Entre sus principales características se encuentran una buena reproducción de los ángulos y precisión. Sin embargo, presentan una serie de desventajas, entre las cuales se destacan su lentitud y posible alteración de los modelos por la técnica de contacto. Además, debido al diámetro del lector, los puntos que lee distan 0.2mm, de manera que el computador reconstruye esta distancia de forma arbitraria. Esto reduce la precisión del escáner (Montagna y Barbesi, 2013).

Por otro lado, los escáner de no contacto pueden ser pasivos o activos. En los dos casos, se trata de sistemas ópticos. Los escáner de no contacto pasivos registran la luz emitida por el objeto, sin utilizar ninguna radiación. Los escáner activos emiten radiación, principalmente luz visible, rayos X o láser, y registran el reflejo. Estos sistemas constan de un proyector constante con fuente luminosa y un sensor que registra los rayos reflejados (Montagna y Barbesi, 2013).

El escáner láser dispara varios fotogramas que recorren toda la superficie. Presenta elevada precisión puesto que tiene coherencia, monocromaticidad, pulsaciones continuas y alteradas, además de alta sensibilidad. No obstante, presenta ciertas desventajas como la necesidad de movilizar el proyector sobre toda la superficie para registrar la información. Además, el rayo tiene su propio espesor, lo que afecta en la precisión de detalles ya que el software elimina ciertos píxeles, afectando la información (Montagna y Barbesi, 2013).

El escáner de luz estructurada trabaja con la luz emitida por LED o diodo emisor de luz, que utiliza las propiedades ópticas de los materiales para producir fotones de luz visible. El marcador óptico cubre al objeto en su totalidad y al variar la posición de la luz, el escáner obtiene varias tomas seccionales que le permiten una alta precisión de detalles (Montagna y Barbesi, 2013).

2.1.3.1.2 Funcionamiento

El funcionamiento del escáner se basa en las características de los componentes básicos. Los sensores ópticos presentan dispositivos de carga que actúan como circuitos con elementos semiconductores. El sensor acumula una carga eléctrica que es proporcional a la luz electromagnética obtenida del reflejo del objeto. El sensor transforma, de esta manera, un impulso luminoso en una señal eléctrica. A su vez, la señal se convierte en una secuencia digital de números binarios. La información digital ahora permite la construcción de una matriz de píxeles y voxeles que producen la imagen tridimensional. Los píxeles y voxeles son datos informáticos que representan un valor de intensidad de señal mediante un color. El píxel

o *picture element*³ representa cada punto de una imagen bidimensional mientras que el vóxel o *volumetric picture element*⁴ da el volumen del objeto. De esta manera, cada píxel o vóxel constituye un punto cartesiano que muestra la distancia entre el sensor y el objeto. La imagen final obtenida depende de la calidad del sensor, el registro gama y en profundidad, la resolución del escaneo y del hardware del computador (Montagna y Barbesi, 2013).

La precisión de los escáner ópticos intraorales depende de la resolución lineal, repetición y exactitud. La resolución lineal se refiere a la composición en forma de disco que deben presentar las imágenes de manera que la precisión de la información obtenida esté basada en la difracción de la luz al pasar sobre estos discos. La repetición se refiere a los errores obtenidos al repetir las mediciones varias veces. La exactitud muestra que tan cercanas son las mediciones con el objeto real (Montagna y Barbesi, 2013).

Las tecnologías ópticas de no contacto presentan una serie de técnicas. A continuación se destacan las principales. En general, los datos obtenidos mediante el escáner se enfocan en la diferencia de tiempo de recolección de información de luz reflejada, el cambio de intensidad y la técnica de triangulación. La estereoscopía se basa en la incorporación de dos imágenes de un mismo objeto, obtenidas mediante cámaras en posiciones diferentes. En esta técnica, la triangulación se forma entre las dos cámaras y el vértice corresponde al punto observado (Montagna y Barbesi, 2013).

La microscopía confocal se basa en la eliminación de los halos de luz difusa mediante un aumento de la resolución (Montagna y Barbesi, 2013).

³ Uno de los puntos que en un conjunto forman una imagen en una pantalla de televisor, monitor, etc. pixel. (n.d.). Merriam-Webster Dictionary. Recuperada Mayo 20, 2014., desde <http://www.merriam-webster.com/dictionary/pixel>.

⁴ Unidad básica de reconstrucción tomográfica computarizada, representada como un pixel en una imagen computarizada. voxel. (n.d.). The Free On-line Dictionary of Computing. Recuperada Mayo 20, 2014, desde Dictionary.com website: <http://dictionary.reference.com/browse/voxel>

La luz láser trabaja mediante la excitación de flúorocromos del objeto únicamente en el punto de máxima concentración del rayo, de manera que no incide las áreas adyacentes del plano de enfoque (Montagna y Barbesi, 2013).

La tomografía óptica consiste en rayos infrarrojos láser que mediante reflexión, reconstruyen la imagen en el computador. La interferometría permite la obtención de una imagen a través de la cohesión de ondas mediante interferencia constructiva (Montagna y Barbesi, 2013).

2.1.3.1.3 Escáner intraorales

La impresión digital ha sido implementada en el campo de la odontología desde 1980 (Polido, 2010). Los escáner intraorales proveen de una imagen tridimensional de elementos intraorales (Montagna y Barbesi, 2013). La impresión digital facilita al operador la toma de impresiones y disminuye los errores relacionados con la utilización de materiales de impresión, movimiento de los mismos dentro de las cubetas, impresiones inadecuadas, distorsión del material, entre otros. Además, se reduce el tiempo clínico y la inconformidad del paciente causada por la presencia del material de impresión en boca. Para el técnico dental, la impresión digital contribuye a eliminar varios procesos manuales, como el vaciado en yeso, y la asociada sensibilidad de la técnica producida por la presencia de burbujas de aire que traen como resultado discrepancias en modelos finales obtenidos (Polido, 2010). Los sistemas utilizan principalmente la técnica de triangulación de la luz para realizar el escaneo. Sin embargo, se trata de una técnica sensible a la reflexión de la luz producida por la irregularidad de las superficies intraorales, puesto que éstas son curvas o discontinuas (Montagna y Barbesi, 2013).

Para tratar estas irregularidades, se emplean polvos opacos de manera que se obtenga una dispersión uniforme de la luz. Las técnicas de escaneo que se utilizan para reducir este problema son la microscopía confocal, tomografía óptica y la sucesión de tomas focales en secciones (Montagna y Barbesi, 2013).

La información obtenida mediante estos sistemas se utiliza para realizar prótesis de forma inmediata o *chairside* o pueden ser enviadas en forma virtual a laboratorios dentales mediante elaboración *in house*⁵, o a centros de fresado a través del *outsourcing* (Montagna y Barbesi, 2013).

2.1.3.1.3.1 Impresión óptica intraoral

La impresión óptica presenta varias ventajas al ser comparada con las técnicas convencionales. Entre los principales beneficios se encuentra la ausencia de cambios volumétricos relacionados con los materiales como elastómeros y yesos. Esta técnica de impresión puede ser utilizada en casos de preparaciones yuxta y supragingivales, en las que la radiación óptica puede registrar la continuidad y totalidad de los márgenes. En el caso de preparaciones subgingivales, se requiere del uso de hilo retractor. El principal problema que emerge en la impresión óptica constituye los espacios interproximales y dientes adyacentes. El manejo y la inclinación incorrecta de la cámara pueden afectar en el registro de las imágenes, de manera que el software reconstruirá arbitrariamente las superficies adyacentes (Montagna y Barbesi, 2013).

⁵ Creado, elaborado o existente dentro de una compañía u organización. In-house. (n.d.). Merriam-Webster. Recuperado Mayo 20, 2014, desde <http://www.merriam-webster.com/dictionary/in-house>

Para obtener un mejor registro óptico se requiere realizar las primeras tomas en una posición perpendicular a las preparaciones, para eliminar las áreas de sombra. La inclinación máxima que admite la cámara es de 10-15° para el registro de zonas interproximales. Para las zonas marginales, el proceso consiste en las superposiciones de varias tomas obtenidas con la cámara. Además, la profundidad de trabajo desde la cámara al objeto debe ser de 1.5cm. Es importante que el polvo antirreflejo se coloque de forma uniforme para evitar falta de precisión (Montagna y Barbesi, 2013).

En los escáner intraorales se obtienen una serie de imágenes guiadas por un software, permitiendo al operador la colocación adecuada de la cámara. Al no requerir el empleo de spray opacador, se reduce el error relacionado con el espesor y homogeneidad del polvo para escaneo relacionado con la imprecisión en la toma de imágenes. Se obtienen varias imágenes de manera que el software informa al operador las zonas que no fueron capturadas con precisión para realizar nuevas tomas. Es posible obtener la relación oclusal del paciente en formato 3D, así como también realizar la verificación de la preparación mediante el análisis del espacio oclusal disponible y el paralelismo del tallado (Birnbaum & Aaronson, 2008).

La precisión de los escáner intraorales depende de la resolución del escáner óptico y el proceso de *matching* de los algoritmos empleados para la conversión de la imagen en 3D (Seelbach et al., 2013). En un estudio realizado por Seelbach et al (2013), se estableció que no existieron diferencias estadísticamente significativas en el ajuste interno entre coronas elaboradas empleando impresión digital en relación a coronas fabricadas mediante técnicas convencionales de impresión. Almeida e Silva et al (2014) realizaron un estudio en el que determinaron que la precisión marginal de esqueletos para prótesis fijas múltiples (4 unidades) de zirconia elaboradas empleando impresión digital fue mejor que la precisión marginal de

prótesis fijas múltiples de los mismos casos fabricadas empleando impresiones convencionales.

2.1.3.1.4 Escáner de laboratorio

Los escáner de laboratorio utilizan técnicas de superposición de tomas, luz láser, estereoscopía, microscopía confocal y triangulación. Estos escáner pueden digitalizar modelos de yeso y siliconas de impresión (Montagna y Barbesi, 2013).

El escaneo realizado en laboratorio presenta mayor precisión y menor complejidad que el escaneo intraoral. El escaneo consiste en la ubicación del objeto en un soporte localizado a una distancia focal ideal. Se realizan tomas múltiples desde angulaciones precisas, de manera que se eliminen las zonas de sombras y socavados. Además, se evita también los problemas de ruidos causados por la humedad de los materiales y zonas de boca con alta reflectividad (Montagna y Barbesi, 2013).

En un proceso inicial, se obtiene la forma global del modelo. Luego, se obtienen varias tomas individuales de los dientes y la preparación. Finalmente, se produce el *matching*⁶ que consiste en la unión de las imágenes obtenidas y la reconstrucción de los detalles de los dientes. Las imágenes finales presentan una alta definición de los rebordes con adecuada resolución (Montagna y Barbesi, 2013).

En laboratorio, la toma global inicial se realiza a baja resolución, donde se obtienen una imagen en conjunto y se observa las relaciones con los dientes adyacentes. En esta imagen, se obtienen pocos detalles de las zonas de sombra. Las tomas múltiples de cada pilar,

⁶ Correspondiente, igual o paralelo. Matching. (n.d.). Merriam-Webster. Recuperado Mayo 20, 2014, desde <http://www.merriam-webster.com/dictionary/match.s>

que corresponden a ocho tomas desde diferentes angulaciones, son realizadas gracias a soportes rotatorios. Estas tomas se enfocan en la obtención de detalles a nivel de los bordes marginales y zonas de sombra. Esto se logra con una alta resolución. Muchos técnicos realizan la sección del modelo para obtener muñones individuales con el objetivo de reducir las zonas de sombra (Montagna y Barbesi, 2013).

La utilización de polvo antirreflejo debe ser homogénea y es importante compensar el aumento de espesor del muñón durante el diseño. En la planificación CAD, el espesor ideal del cemento corresponde de 30-50 μ m. Del borde cervical al cierre, el espacio puede ser de 0.5 a 1mm. El valor del espacio marginal ideal debe ser cero para un sellado preciso (Montagna y Barbesi, 2013).

Durante el modelado CAD, no se toma en cuenta el perfil de emergencia de la corona y raíz. El software realiza un aumento de espesor o refuerzo a nivel marginal para reducir el riesgo de fractura o *chipping*⁷ del margen cervical durante el tallado. Este aumento de espesor puede producir sub o sobrecontornos de las cofias. Si se mantiene la anatomía dental por debajo de la línea de acabado durante el diseño CAD, es posible un mejor control de la adaptación marginal (Montagna y Barbesi, 2013).

Muchos técnicos realizan un *ditching*⁸ previo donde elimina zonas distantes a la preparación con el objetivo de destacar el margen o línea de terminación. No obstante, esto puede producir fractura del muñón o daño del margen. Si se mantiene la anatomía dental por debajo de la terminación es posible tener un mejor control del refuerzo a nivel del reborde. El

⁷ Corte o fractura de un pedazo pequeño del borde o superficie de un material duro. Chipping. (n.d.) *The American Heritage® Dictionary of the English Language, Fourth Edition*. (2003). Recuperado Mayo 20 2014 desde <http://www.thefreedictionary.com/Chipping>

⁸ Descartar. ditching. (n.d.) *The American Heritage® Dictionary of the English Language, Fourth Edition*. (2003). Recuperado Mayo 20, 2014, desde <http://www.thefreedictionary.com/ditching>

posterior ajuste para eliminar dicho refuerzo debe ser realizado a nivel microscópico para evitar imprecisiones (Montagna y Barbesi, 2013).

2.1.4 CAM

El sistema CAM utiliza un modelo tridimensional para generar los parámetros que permiten la fabricación de un producto. La información es transferida del sistema CAM a un máquina fresadora en base a parámetros de diámetro, velocidad de corte y giros de la fresa y velocidad de avance de los dispositivos (Montagna y Barbesi, 2013).

El sistema CAM genera las instrucciones de fresado, en cuanto a tipo de fresa, recorrido y desgaste, de manera que sea óptima la utilización de los materiales. El control del software sobre estos elementos evita la fractura de fresas y materiales, sobrecalentamiento y colisiones (Montagna y Barbesi, 2013).

La secuencia de elaboración de prótesis presenta fases alternas opuestas de manera que se evite la acumulación de virutas que produce sobrecalentamiento, deformación e incluso fracturas de las fresas y materiales. De esta manera se divide el desbastado⁹ del acabado final (Montagna y Barbesi, 2013).

Para el desbastado, se utilizan fresas de mayor diámetro a menor velocidad lo que reduce vibraciones y desplazamiento. De esta manera, se evita rupturas y fresado impreciso. En el acabado final, la dimensión de las fresas es menor y la velocidad mayor, con el objetivo de obtener superficies lisas (Montagna y Barbesi, 2013).

⁹ Conocido también como *roughing*. Proceso de corte que enfatiza altos índices de remoción de material con el posible sacrificio del acabado superficial o de la exactitud (Montagna y Barbesi, 2013).

El sistema elige los parámetros de fresado en base a las propiedades mecánicas del material a utilizar. El sistema impide que las fresas trabajen a velocidades de avance elevadas con baja revolución puesto que esto da como resultado fractura por esfuerzo. De manera análoga, las fresas no pueden trabajar a baja velocidad con alta revolución puesto que producirá sobrecalentamiento del material y fractura de las fresas. La presión de corte está determinada por el tamaño de la viruta resultante del desgaste del material. De esta manera, la presión puede ser mayor mientras menor es el diámetro de la viruta (Montagna y Barbesi, 2013).

Las máquinas de producción están compuestas por fresadores que consisten en un motor sobre el cual se fija las fresas a través de un mandril. Las máquinas presentan una estructura sólida que les permite absorber todas las vibraciones que pueden alterar el fresado. Además, para evitar el sobrecalentamiento y la acumulación de virutas, se utilizan lubricantes líquidos en las fresas. Los grados de libertad de la fresa representan los ejes de rotación de la misma. En el caso de las fresadoras dentales, los ejes van de 3 a 5° y presentan un control computarizado numérico o CNC. Este control permite que las cabezas orientables roten giroscópicamente y que las fresas se inclinen de forma adecuada. Por tanto, se obtiene mayores ejes de movimiento, con lo que aumenta la complejidad de las figuras producidas así como también la precisión. Las herramientas trabajan a alta velocidad con reducida presión, además se utilizan bajo enfriamiento de agua de manera que se evitan microgrietas en el material tallado. El sistema CNC presenta también un sistema de calibración de desgaste, de manera que identifica la necesidad de cambio de las fresas (Montagna y Barbesi, 2013).

El fresado consiste en la eliminación del material mediante elementos cortantes. El corte se basa en el movimiento rotario de la fresa mientras que el avance se refiere a la

trayectoria que sigue el instrumento con respecto al material a ser tallado. Existen tres tipos de movimiento: el fresado periférico, en el que la fresa gira de forma paralela a la superficie a ser tallada, fresado frontal, donde el eje de rotación se encuentra perpendicular a la superficie y el fresado axial, que corresponde a la perforación de la superficie (Montagna y Barbesi, 2013).

Una adecuada utilización de las fresas permite un mejor tallado y menor desgaste de las herramientas. Para esto, se utilizan fresas abrasivas para eliminar la viruta de materiales duros mientras que se emplean fresas de corte para materiales de mayor suavidad. Los instrumentos de menor diámetro permiten menores revoluciones mientras que instrumentos de mayor diámetro se encuentran diseñados para mayor velocidad. Para evitar las superficies rugosas es preciso trabajar con velocidades bajas durante los movimientos de traslación (Montagna y Barbesi, 2013).

2.1.5 Ventajas de los sistemas CAD/CAM

El sistema CAD/CAM presenta varias ventajas en cuanto a la eficacia de los procedimientos clínicos en la elaboración de prótesis dentales. De este manera, existe un óptimo funcionamiento del equipo así como también de los materiales utilizados (Montagna y Barbesi, 2013).

Entre las principales ventajas se encuentran una disminución en el tiempo del procedimiento de fabricación de la prótesis así como también de las etapas de dicho procedimiento (Montagna y Barbesi, 2013).

Debido a la reducida intercepción del operador en la elaboración del producto, el sistema CAD/CAM permite una mayor precisión de los resultados. Además, la estandarización del sistema admite un mejor control de las variables involucradas en la

elaboración de la prótesis. El diseño CAD/CAM permite una estandarización en la secuencia de pasos, lo que reduce el error del técnico en la fabricación de las cofias. Presenta una programación automática en cuanto a selección de la fresa, recorridos y desgaste, optimizando los procesos. El sistema utiliza para esta programación cálculos geométricos (Montagna y Barbesi, 2013).

El sistema CAD permite una planificación y diseño adecuados puesto que el programa determina el espesor de las coronas y conectores. El programa advierte al operador las zonas de mayor concentración de fuerzas y sobrecargas. Así, el diseño reduce la incidencia de desgastes y posibles fracturas del material (Montagna y Barbesi, 2013).

Puesto que el diseño es elaborado en un programa virtual, es posible realizar modificaciones que permiten la corrección de factores que pueden alterar el producto final. Además, el sistema cuenta con una librería de modelos de prótesis, que facilitan al operador el diseño de la misma (Montagna y Barbesi, 2013).

La utilización de una impresión intraoral digital también puede resultar beneficiosa como método diagnóstico para evaluar las preparaciones dentales. De esta manera, se reducen posibles errores que radican en paralelismo de tallados, continuidad de márgenes, espacio suficiente para los materiales restaurativos, entre otros (Montagna y Barbesi, 2013).

En los sistemas CAD/CAM es posible el fresado de los bloques de cerámica a temperatura ambiente, lo que permite la obtención de materiales homogéneos, con lo que se reduce la presencia de grietas e imperfecciones (Torabi Ardekani et al., 2012).

Los sistemas CAD/CAM trabajan con materiales dentales estéticos, libres de metal. Estos materiales pueden ser cerámicas policristalinas, alúmina y zirconia. Como resultado, los

productos presentan elevada estética, elemento de gran relevancia en la odontología restaurativa actual (Montagna y Barbesi, 2013).

A través del sistema CAD/CAM es posible realizar coronas unitarias de porcelana con la utilización de materiales cerámicos reforzados en bloques (cerámicas policristalinas como alúmina y zirconia) elaborados para tallado. Estos bloques presentan mayor resistencia a la fractura en comparación con las cerámicas convencionales, de 1.5 a 5-10 MPa m ^{1/2}. Esto reduce la técnica de estratificación de porcelana en polvo que constituye una técnica altamente sensitiva que depende de la manipulación del técnico dental (Miyazaki & Hotta, 2011).

2.1.6 Desventajas de los sistemas CAD/CAM

Los sistemas CAD/CAM requieren de varios pasos en la elaboración de la restauración en zirconia. Por esta razón, es posible identificar discrepancias marginales resultantes del proceso de escaneo, diseño, fresado y efectos de contracción del material (Biscaro et al., 2013).

Una limitación de los sistemas CAD/CAM radica en que el proceso de escaneo presenta resolución finita, que resulta en márgenes redondeados, debido a que el software alisa a las superficies que no logra registrar. De esta manera, contribuye a producir discrepancia marginal (Vojdani et al., 2013). Esta limitación produce puntos de contacto prematuros en los márgenes oclusales (Borba et al., 2013).

La confección de coronas en la unidad dental a través de una impresión óptica produce sobrecontornos horizontales debido a la falta de un modelo de yeso y al refuerzo de márgenes establecido por el software, de manera que se aumenta el espesor para evitar fracturas durante el desgaste. Además, el diseño no toma en cuenta la superficie radicular, por debajo de la línea

terminal. Esta desventaja emerge por la estandarización del software (Montagna y Barbesi, 2013).

Muchas cámaras intraorales de impresión óptica requieren de la aplicación de una delgada capa de óxido de titanio. Si el operador no realizar un manejo adecuado del espesor del polvo, siguiendo las indicaciones del fabricante, la impresión digital presentará errores. El resultado final será la elaboración de restauraciones con imprecisión marginal e interna (Montagna y Barbesi, 2013).

Entre los principales defectos del fresado se encuentran la utilización de fresas en mal estado, planificación inadecuada en cuanto al espesor de las restauraciones, falta de calibración de la máquina y defectos del material utilizado (Montagna y Barbesi, 2013).

En el fresado de zirconia, se destaca también la ampliación del fresado a ser compensada por la contracción de sinterización y la utilización de instrumentos de corte que producen superficies lisas las cuales, después de la sinterización, se reducen (Montagna y Barbesi, 2013).

La utilización de zirconia presinterizada requiere de la compensación del volumen después de la sinterización, proceso que produce discrepancia marginal. De manera similar, el ajuste con fresas de diamante también provoca desadaptación de las restauraciones (Euán et al., 2012).

Otra desventaja radica en la elaboración de prótesis fijas múltiples de zirconia. En estos casos, se ha reportado ajuste interno deficiente y disminución de propiedades mecánicas como resistencia a la fractura y pérdida de retención de la restauración (Borba et al., 2013).

Existe mayor imprecisión marginal de las restauraciones de zirconia elaboradas con sistema CAD/CAM en las regiones internas, lo que produce mayor incidencia de fractura de la porcelana (Tobarbi Ardekani et al., 2012)

Preparaciones dentales con diámetros delgados pueden presentar discrepancia marginal posterior si éstos son de menor tamaño que el diámetro de la fresa más pequeña de la máquina de tallado. Por tanto, se requiere de preparaciones más anchas, aspecto que puede comprometer el espacio marginal existente (Tobarbi Ardekani et al., 2012).

2.2 Los sistemas Pantográficos

La fabricación de restauraciones mediante sistemas pantográficos consiste en la elaboración de una réplica que se utiliza como guía y se copia en el material deseado para la restauración. La réplica puede ser de cera, plástico, yeso o metal. Mediante el repaso de un puntero sobre la réplica, un brazo conector permite realizar los mismos movimientos en un bloque del material deseado, tallando el mismo simultáneamente. La elección del material depende del tipo de margen, fuerza mecánica y dureza indicada para la restauración. Los sistemas pantográficos pueden copiar un amplio rango de tamaños y superficies, sin embargo, es preciso un adecuado acceso de los punteros a las preparaciones (Roberson et al., 2006).

Los sistemas pantográficos permiten una adecuada y detallada transferencia de las preparaciones así como también de las relaciones oclusales. Esto permite una adaptación interna y marginal aceptable. Los sistemas pantográficos pueden utilizar tanto un modelo de yeso como una restauración directa que, posteriormente, se copia en el material deseado. Si se realiza una técnica directa, mediante la cual se obtiene la información sobre la preparación, también es posible determinar una forma anatómica precisa y detallada, adaptada

intraoralmente y que presente correctas características superficiales oclusales. En esta técnica, se registran las relaciones oclusales en un patrón de resina. De esta manera, se evitan desgastes innecesarios para el ajuste oclusal, manteniendo las propiedades mecánicas del mismo al no producir microgrietas durante el fresado. No obstante, se trata de una técnica sensible que depende de la habilidad del operador (Sevuk et al., 2002).

Entre las principales ventajas se encuentra una reducción del tiempo de trabajo en laboratorio (Sevuk et al., 2002). Los sistemas pantográficos no requieren de la utilización de modelos refractarios, por lo que simplifican el proceso en comparación con la técnica convencional. Además, permiten el tallado en bloques de zirconia o alúmina sinterizados industrialmente con lo que no se producen cambios posteriores en cuanto a sus propiedades de resistencia mecánica. En los sistemas pantográficos, la preparación adecuada consiste en márgenes en hombro con ángulos internos redondeados. Las preparaciones deben ser lo más rectas y lisas posibles, pues los sistemas pantográficos no pueden copiar superficies curvas, ya sean cóncavas o convexas. Esto constituye una desventaja y se debe a la forma de las fresas de copiado (fresas de diamante cilíndricas, cónicas, esféricas y disco) que no pueden reproducir dichas superficies (Sevuk et al., 2002).

Un estudio realizado por Nakamura et al (2000) sobre la precisión marginal en núcleos de alúmina elaborados con un sistema pantográfico, revela un aumento de espacio entre la preparación y la restauración en zonas linguales y vestibulares talladas con superficies curvas. La falta de precisión marginal se observó principalmente en el margen lingual de incisivos centrales maxilares. El estudio también demostró que las copias realizadas mediante el sistema convencional presentaron mayor imprecisión marginal debido a la contracción del material (Nakamura et al., 2000). No obstante, existen varios sistemas pantográficos con mayor

amplitud en cuanto a los ángulos de tallado. El sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzhan) presenta cinco ejes que permiten el tallado en ángulos hasta de 45° (Lazereta, 2009).

2.3 Dióxido de zirconio en odontología

El zirconio representa un metal de abundancia relativa en la corteza terrestre. En estado puro, es blando y dúctil. Por otro lado, en estado metálico presenta aleaciones con hierro, níquel y niobio. En este estado, el zirconio es resistente a la corrosión y cuenta con buena conductibilidad térmica. Por estas propiedades, en la industria se utiliza para reactores que requieren intercambio de calor (Montagna y Barbesei, 2013).

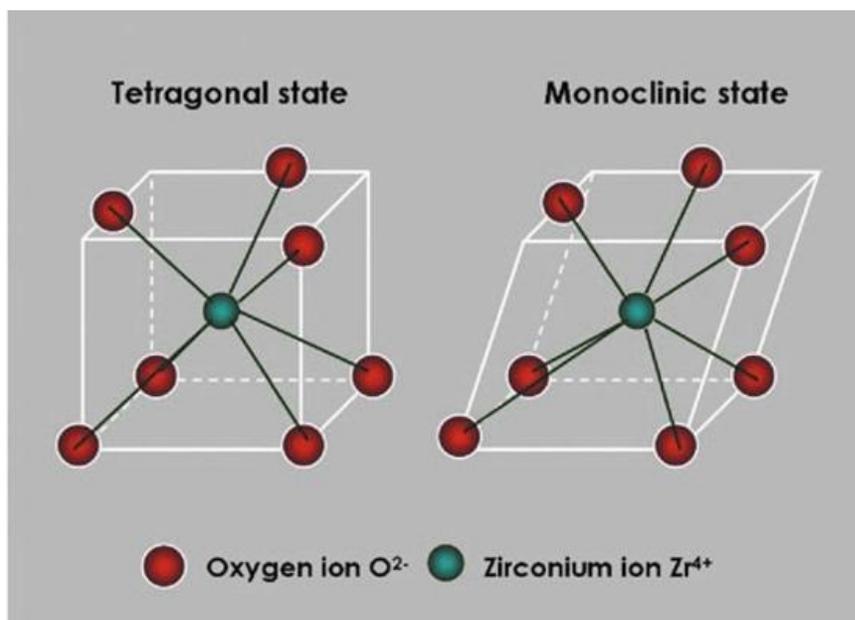
El zirconio como silicato de zirconio constituye un mineral cuya utilidad es la fabricación de gemas. Este mineral forma parte de la materia prima del óxido de zirconio empleado en la elaboración de cerámicas (Montagna y Barbesei, 2013).

El óxido de zirconio en estado natural presenta carácter impuro, su forma es monoclinal y no interviene en la fabricación de cerámicas. En odontología, el dióxido de zirconio o zirconia se utiliza en forma tetragonal estabilizado mediante óxido de itrio o mediante óxido de magnesio o calcio. Entre las principales características del dióxido de zirconio, que permiten su utilización en odontológica, se encuentran las propiedades mecánicas, resistencia a la fractura, reducida corrosión y conductibilidad térmica, alta biocompatibilidad y estética (Montagna y Barbesei, 2013). Desde 1989, el dióxido de zirconio ha sido utilizado en pernos endodónticos. A partir de 1994, su empleo se extendió hacia

brackets de ortodoncia y en 1995 en *abutments*¹⁰ para implantes. En 1998 inició su utilización en prótesis parciales completamente cerámicas. En el año 2004, se reportó el uso de dióxido de zirconio como material para implantes dentales (Ozkurt et al., 2010).

El dióxido de zirconio presenta un enlace químico iónico entre el zirconio y el oxígeno. Puesto que el enlace tiene un alto estado de oxidación, el comportamiento es semejante a una cerámica y no a un metal. Como resultado, se trata de una oxidocerámica que presenta estructura policristalina con granos finos. El comportamiento del material así como su estructura dependen de la composición interna del mismo. A continuación se describe su estructura (Montagna y Barbesi, 2013).

Figura 1. Diagrama que muestra las fases cristalográficas del dióxido de zirconia. Fase tetragonal (izquierda) y monoclinico (derecha).



Vagkopoulou, T. et al. (2009). Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming ceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2), 130-151.

¹⁰ Parte de una estructura que soporta el peso y la presión. Abutment. (n.d.). Merriam Webster. Recuperado Mayo 20, 2014, desde <http://www.thefreedictionary.com/dental+abutment>

La zirconia es un material que químicamente puede existir en varias formas, es decir, es alotrópico. Presenta tres estructuras cristalinas con diferentes dimensiones geométricas, cuyas formas son reversibles, en base a cambios de temperatura. En temperatura ambiente, el material se encuentra en fase monoclinical. Un aumento de temperatura, cambia el retículo a tetragonal, cuando se acerca a los 1173°C. Si la temperatura llega a 2370°C, el material llega a su fase cúbica. Finalmente, la fusión del dióxido de zirconio se produce de 2690 a 2720°C (Montagna y Barbesi, 2013).

Al disminuir la temperatura, el enfriamiento produce cambios de fase reversibles de tetragonal a monoclinical, después de la sinterización. El cambio se produce cuando la temperatura de enfriamiento se encuentra de 1050 a 950°C (Montagna y Barbesi, 2013).

Las transformaciones de fase se encuentran acompañadas de una expansión del retículo, de la fase cúbica a la tetragonal, la expansión corresponde a un 2.5%, mientras que el cambio de fase de tetragonal a monoclinical, es de 3-4%. La dilatación del material durante el enfriamiento produce tensiones dentro del mismo que dan lugar a microfracturas. Por esta razón, se implementa la utilización de óxidos que estabilicen las fases (Montagna y Barbesi, 2013).

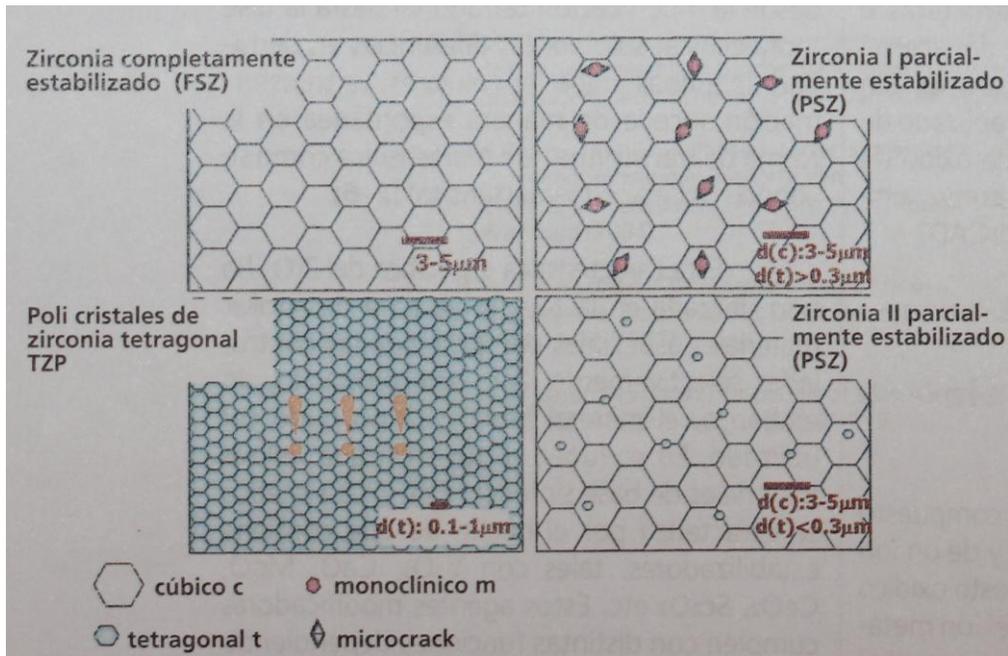
La fase cúbica presente en la fase tetragonal reduce las propiedades mecánicas del material puesto que, debido a su incompatibilidad de la disposición, en los bordes cúbicos se concentran tensiones. Además, los granos cúbicos drenan itrio a los granos tetragonales adyacentes. Esta característica reduce la estabilidad del material (Montagna y Barbesi, 2013).

En el ámbito odontológico, se utiliza principalmente la zirconia parcialmente estabilizada con magnesio, zirconia reforzada con alúmina y zirconia policristalina estabilizada con itrio. La zirconia parcialmente estabilizada con magnesio no presenta gran

difusión debido a propiedades mecánicas negativas y complejidad de producción. Por otro lado, la zirconia reforzada con alúmina presenta mayor utilización en odontología, sin embargo, su gran opacidad y complejidad de producción limitan al material (Montagna y Barbesi, 2013).

El material que presenta mayor utilización en odontología es la zirconia totalmente estabilizada con itrio o zirconia tetragonal policristalina. La estabilización de zirconia se realiza utilizando 2-3% mol de óxido de itrio en base a 4-6% de volumen. Esta estabilización permite la obtención de una microestructura con propiedades mecánicas superiores. Entre las principales características se encuentran una estructura principalmente en fase tetragonal y granos tetragonales con diámetro homogéneo. La dimensión de los granos es un factor de suma importancia puesto que un menor diámetro disminuye la porosidad y aumenta la resistencia. Además, si los granos presentan homogeneidad, el coeficiente de dilatación no variaría entre distintas zonas, de manera que el enfriamiento no dejará tensiones residuales. Como resultado, el estrés térmico y mecánico del proceso de elaboración no acelerará la transición de fases. La persistencia de fase tetragonal de la zirconia tetragonal policristalina metaestable se consigue mediante la compresión de los granos en la matriz, el efecto estabilizante del óxido de itrio y la dimensión de los granos. Esta persistencia es un factor elemental en el mantenimiento de las propiedades mecánicas del material puesto que las energías mecánica y térmica externas así como también la degradación, producen transformación de fase a monoclinial (Montagna y Barbesi, 2013).

Figura 2 Tipos de microestructuras de zirconia



Rothbrust, F. (2006). IPS e.max ZirCAD óxido de zirconio “oro blanco”. *Report Investigación y desarrollo Ivoclar Vivadent AG, 17, 17-24.*

2.3.1 Bloques de zirconia

Los sistemas emplean la zirconia para el fresado en forma de lingotes, discos o cápsulas. El estado del material puede ser verde, presinterizado o con sinterización completa (Montagna y Barbesi, 2013).

El dióxido de zirconio en estado verde se utiliza como bloque de material en bruto, prensado, en polvo, que contiene ligantes. Para el empleo en el laboratorio dental, el bloque es previamente calentado, para eliminar los ligantes y obtener una consistencia adecuada. El fresado es relativamente simple y no produce desgaste de los materiales. Sin embargo, el

material presenta elevada porosidad y la sinterización trae como resultado una contracción lineal del 25% (Montagna y Barbesi, 2013).

Existe un tipo de zirconia sinterizada mediante el tratamiento de presión isostática en caliente. La ventaja de este tipo de zirconia es que al ser sinterizada, se reduce la contracción por sinterización. Además, presenta una estructura más homogénea con menor porosidad. Las propiedades mecánicas son mayores al igual que su resistencia a la degradación y el envejecimiento. No obstante, el fresado del material duro produce desgaste de los instrumentos y si los fresadores no son rígidos, se pueden desarrollar grietas durante la producción (Montagna y Barbesi, 2013).

El dióxido zirconio presinterizado es el que presenta mayor utilización en el ámbito dental. Se trata de bloques de material prensado, de polvo condensado y consistencia tizosa. Presenta una porosidad del 50% puesto que los granos se encuentran débilmente conectados por una presinterización. Esta consistencia permite un adecuado fresado CAM. Sin embargo, se realiza una condensación posterior para eliminar las porosidades. Además, cualquier microgrieta que se produzca puede ser compensada por la sinterización final. El desgaste de las fresas es menor para este tipo de bloques, no obstante, el proceso de sinterización toma más tiempo (Montagna y Barbesi, 2013).

2.3.2 Tratamiento de la zirconia

Los tratamientos realizados al material de zirconia determinan la resistencia de la cerámica mediante la cantidad, dimensión y distribución de los defectos. De considerable importancia son los defectos localizados en la superficie del material. Dichos defectos concentran estrés y desencadenan la propagación de las fracturas (Montagna y Barbesi, 2013).

Los defectos en la superficie se producen por el cambio de fase del dióxido de zirconio, de tetragonal a monoclinal. Dicho cambio se da por aportes de energía, siendo éstos desgastes mecánicos o cambios térmicos. Otro factor desencadenante de defectos es el envejecimiento o degradación producido por cargas oclusales y cambios de temperatura cíclicos, característicos de la cavidad oral (Montagna y Barbesi, 2013).

Entre los principales defectos producidos en la superficie por tratamientos se encuentra un aumento de la capa monoclinal superficial. Esta transformación de fase produce una capa superficial de compresión por la dilatación de los granos, resultante del cambio de fase. Este fenómeno se lleva a cabo a profundidades de 0.1-0.3 μ m hasta 100 μ m. Por otro lado, los tratamientos también crean tensiones residuales sobre la superficie del material que disminuyen la transformación de fase y aumentan la degradación por baja temperatura. Además, la creación de microrrugosidades da lugar a zonas de concentración de estrés que facilitan la propagación de grietas (Montagna y Barbesi, 2013).

El fresado CAM produce microgrietas que son parcialmente corregidas durante la sinterización puesto que los bloques no se encuentran en densidad completa. El fresado produce trazas lineales paralelas que terminan como microrrelieves biselados no profundos, que no alternan las propiedades mecánicas del material. No obstante, las fresas pueden producir marcas profundas que debilitan el material (Montagna y Barbesi, 2013).

La utilización de fresas de grano fino reduce la formación de microgrietas en la superficie. La realización de un desgaste en seco disminuye la resistencia a la flexión entre 20 al 40% debido al sobrecalentamiento del proceso. Por tanto, el fresado con instrumentos de grano fino y spray de agua reduce la dimensión de los defectos en un 30% (Montagna y Barbesi, 2013).

El fresado en términos de velocidad y profundidad afecta a la rugosidad de la superficie del material. Si dicha rugosidad o la profundidad es mayor, la tenacidad¹¹ del material disminuye. Por otro lado, si aumenta la velocidad de fresado incrementa la tenacidad y las rugosidades disminuyen (Montagna y Barbesi, 2013).

El baño de arena consiste en la abrasión con partículas de óxido de aluminio que crean un fuerte impacto en la estructura. Este tratamiento en zirconia aumenta las propiedades mecánicas al incrementar la transformación de la fase tetragonal a la monoclinal, aumentando la tenacidad o resistencia a la flexión. De esta manera, se crea una capa de zirconia monoclinal resistente (Montagna y Barbesi, 2013).

La tenacidad en el baño de arena se relaciona con la zona de compresión superficial resultando en la transformación de fase. La erosión de la superficie produce una reducción de los defectos creados después del fresado y la presencia de rugosidad en la superficie. El impacto con partículas de óxido de aluminio produce ciertos defectos que únicamente se localizan en la capa superficial y su longitud no es significativa (Montagna y Barbesi, 2013).

El tratamiento con baño de arena produce un aumento de la fase monoclinal de manera que incrementa la resistencia a la flexión por la compresión de estrés superficial, dada la expansión por transición de fase. Por otro lado, cuando se realiza el desgaste con abrasivos de grano grueso también aumenta la fase superficial monoclinal. Sin embargo, este aumento se encuentra acompañado de una disminución en la resistencia a la flexión. Esto se debe a que el tratamiento de fresado es más agresivo, de manera que los defectos presentan mayor profundidad, siendo de una dimensión mayor a 50 μ m. Además, la elevada temperatura del

¹¹ Tenacidad a la fractura se refiere a la resistencia de un material a la propagación de las microfracturas y capacidad de disipar la energía de fractura (Montagna y Barbesi, 2013).

proceso produce una transformación de fase inversa y por tanto, una reducción de las propiedades mecánicas (Montagna y Barbesi, 2013).

El baño de arena de la superficie externa de zirconia presenta ambigüedad en cuanto a su indicación. Algunos fabricantes aconsejan no realizarlo puesto que altera la adhesión necesaria para el revestimiento de cerámica. Sin embargo, la utilización de partículas de diámetro pequeño no produce cambios de fase (Montagna y Barbesi, 2013).

El pulido de zirconia reduce la cantidad de defectos superficiales. Además, el arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 μ m de diámetro aumenta las propiedades mecánicas del material, resistencia a la flexión, tenacidad a la fractura y microdureza. El arenado en los laboratorios dentales se realiza con partículas de 50 μ m a 3-4 atmósferas de presión y una distancia de 2 a 4cm (Montagna y Barbesi, 2013).

2.3.2.1 Sinterización

La sinterización de zirconia presinterizada se realizan en hornos eléctricos con temperaturas entre 1350 y 1500°C, en ciclos de 6 a 8 horas. Existen también hornos microondas¹² que operan en menor tiempo dependiendo del tamaño de la estructura a ser sinterizada. La primera sinterización reduce en un 20% la resistencia a la flexión y la microdureza en un 9%. Además, se produce una transición inversa de las fases y por tanto, reducción de las propiedades mecánicas. La sinterización de la cerámica de revestimiento emplea una temperatura media de 750 a 900°C y de 1 a 5 ciclos que acelera la degradación de la zirconia por el constante calor. Esto se debe al estrés producido que trae como resultado la ruptura de los enlaces, lo que facilita la propagación de fracturas. La cocción por regeneración se produce después de

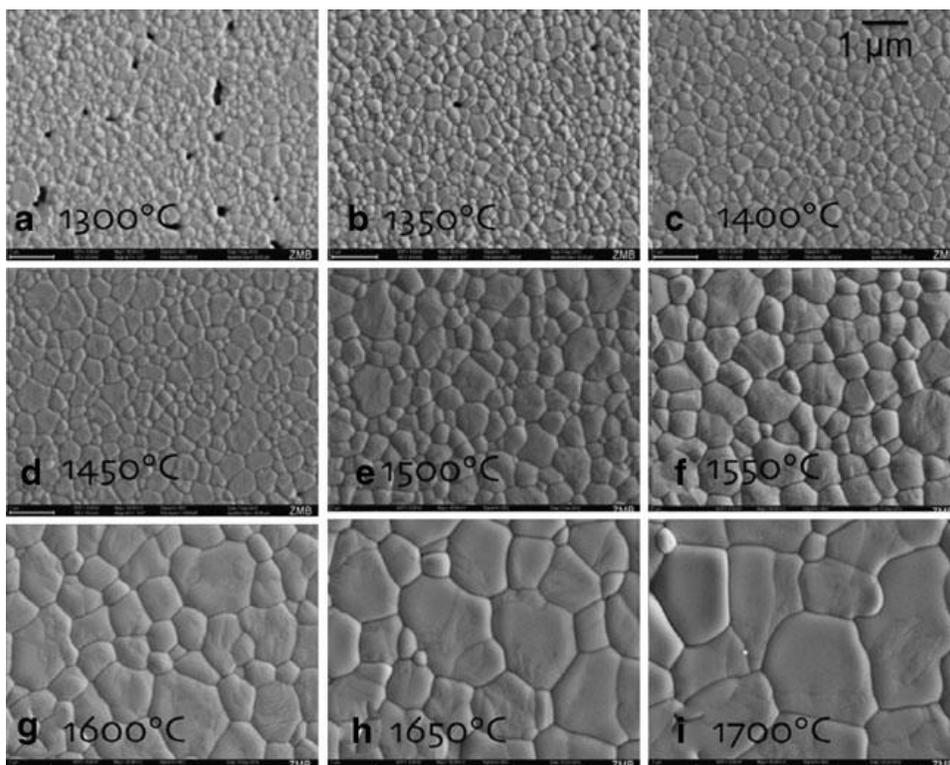
¹² Horno Zirkonofen 600 (Zirkonzahn)

colocar la primera capa de *primer* antes de la estratificación de la cerámica. Esta cocción restablece la fase tetragonal y aumenta la adhesión a la porcelana de revestimiento. En la sinterización, es importante considerar un rápido aumento en la fase inicial, seguido por aumento de temperatura lento en los siguientes gradientes. También es preciso un aumento prolongado a la misma temperatura. El enfriamiento debe ser lento. Es importante no remover la zirconia del horno hasta que éste se encuentre a una temperatura de 200°C. Esto evita choques térmicos que producen fracturas por deformación entre las zonas calientes dilatadas y frías contraídas (Montagna y Barbesi, 2013).

En los sistemas CAD/CAM que utilizan zirconia presinterizada para las restauraciones se produce un 20% de contracción del material después de la sinterización. Estos sistemas permiten que la zirconia presente mejores propiedades mecánicas (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

En la utilización de zirconia presinterizada, se quiere una sinterización posterior de 6 a 8 horas, frente a las 2 a 4 horas requeridas para la sinterización de bloques con densidad completa. Los bloques de zirconia presinterizada presentan un código de barras que contiene información sobre su densidad exacta. Los sistemas CAD/CAM pueden calcular el agrandamiento necesario para compensar la contracción de sinterización. La mayoría de los bloques contienen 95% de zirconia (McLaren & Giordano, 2005).

Figura 3 Tamaño de los granos de zirconia en diferentes temperaturas de sinterización



Stawarczyk, B. et al. (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Invest*, 17, 269-274.

Un estudio realizado por Stawarczyk et al (2013) determinó que la sinterización de zirconia a una temperatura superior a los 1600°C produce una disminución de la resistencia flexural. De manera similar, temperaturas inferiores a 1300-1350°C también producen menor resistencia flexural media. La sinterización a más de 1600°C provoca el aumento de tamaño de los granos de zirconia y la migración de itrio a los bordes de los granos. El aumento de tamaño de los granos incrementa la formación de microgrietas. El aumento de temperatura produce una transformación de fase de tetragonal a cúbica. Junto con la migración del itrio, se forma un patrón no homogéneo en cuanto a la distribución de los granos y las fases presentes. Esto produce zonas vacías. El aumento de tamaño de los granos de zirconia también puede

observarse cuando el tiempo de sinterización es mayor. La temperatura ideal de sinterización es de 1550°C, de manera que no se alteren las propiedades mecánicas de la zirconia. El *Weibull modulus*¹³ de mayor valor se presenta en la zirconia sinterizada a temperaturas entre 1400 a 1550°C.

2.3.2.2 Acabado superficial en laboratorio

El modelado y acabado se debe realizar cuando la zirconia se encuentra presinterizada, de manera que la cocción de sinterización final cierre las microgrietas y fracturas producidas. Si se requiere realizar fresado, es conveniente emplear también un baño de arena para aumentar la resistencia. Es posible que después de la estratificación de la cerámica se requiera eliminarla por cambios de color. En este caso, se debe colocar la zirconia sinterizada en ácido fluorhídrico para evitar el fresado (Montagna y Barbesi, 2013). La efectividad del grabado con ácido fluorhídrico sobre el dióxido de zirconio depende de la concentración del ácido, la técnica empleada y el tiempo inmersión del material (Sriamporn et al., 2014). Estudios recientes determinan que la técnica de ‘grabado ácido caliente’ es la más efectiva puesto que se ha comprobado la presencia de cambios micromorfológicos, con aumento en la rugosidad de la cerámica e incremento en la superficie para la adhesión micromecánica, independiente del tiempo de aplicación (Casucci et al., 2010) (Haifeng et al., 2013). El pulido final se realiza con fresas de grano fino, a baja presión y alta velocidad. El arenado de la superficie produce aumento de rugosidad para la adhesión con el metal e incremento de tenacidad por cambio de fase (Montagna y Barbesi, 2013). Otros estudios establecen que el arenado en óxido de zirconio no produce ningún efecto puesto que debido a su composición se trata de un material

¹³ Es la medida de la variabilidad de la fuerza de un material (Askeland & Wright, 2013).

muy denso (Roulet & Foser, 2006). Incluso existen estudios que consideran que el arenado, a pesar de producir el cambio de fase, constituye un factor negativo para la longevidad del material (Elsaka, 2013).

2.3.2.3 Cementación de la zirconia

La cementación con cementos resinosos adhesivos presenta la mejor opción para este tipo de restauración. Sin embargo, otros autores consideran que la cementación convencional no adhesiva es suficiente (Komine, Blatz & Matsumara, 2010). Varios reportes determinan que la cementación convencional no reduce la resistencia a la fractura. En general, el uso de cementos resinosos presenta una fuerza de enlace de 5.1 a 6.0MPa. No obstante, las modificaciones de estos valores se producen por diferencias en los agentes cementantes. Además, se reporta que la utilización de tratamiento triboquímico produce la mejor fuerza de enlace (22.9MPa). Algunos estudios también reportan un aumento en la fuerza de enlace con tratamientos de silanización. No obstante, existen discrepancias sobre éste último procedimiento (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

El método inicial de cementación de zirconia basado en la utilización de abrasión de partículas, aplicación de silano y empleo de un cemento resinoso con Bis-GMA, fue reemplazado por su fracaso en cuanto a la supervivencia a largo plazo por envejecimiento debido a termociclado. Varios autores han demostrado que la aplicación de bonding con el monómero MDP y agente de silano, sobre una superficie de zirconia previamente tratada mediante abrasión de partículas de óxido de aluminio, permite una buena adhesión. Hoy en día, la aplicación de un sistema adhesivo con monómero hidrofóbico de fosfato permite una adecuada cementación de las restauraciones de zirconia (Komine, Blatz & Matsumura, 2010).

El revestimiento con cerámicas con base de sílica seguido de silanización sobre zirconia incrementa la fuerza de enlace con materiales de composite. Esto se debe a la formación de una red de siloxano con la sílica o a un incremento de la rugosidad de la superficie. Además, la utilización de calor para la maduración y el grabado ácido selectivo produce también un enlace más fuerte (Komine, Blatz & Matsumura, 2010).

Existen estudios que determinan que muchas prótesis fijas de zirconia no requieren cementación adhesiva. Sin embargo, este tipo de cementación es indicada en casos en los que los pilares son cortos o requieren mayor retención (Komine, Blatz & Matsumura, 2010).

El tratamiento de zirconia no requiere de grabado ácido hidrofúorhídrico debido a la ausencia de matriz de vidrio. La zirconia tampoco contiene sílica, por lo que la utilización de silano no produce ningún enlace. La zirconia puede ser tratada con abrasión de partículas y posterior cubrimiento de una capa delgada de sílica mediante tratamiento triboquímico. Se utiliza un adhesivo que contiene el monómero hidrofóbico MDP (Sehgal & Bida, 2013). El tratamiento triboquímico de la zirconia puede resultar efectivo para mejorar el enlace adhesivo, sin embargo, se requieren de un mayor número de estudios (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

Estudios recientes realizados sobre la cementación de zirconia determinan que el arenado con partículas de óxido de aluminio de 50 μ m a 0.25MPa de presión, por un tiempo de 10 a 15 segundos, prepara la superficie de zirconia para la aplicación de cementos resinosos con monómero de fosfato MDP. El enlace formado entre el grupo éter del monómero MDP con los óxidos presentes en la superficie de zirconia, permite una resistencia adhesiva predecible (Echeverri Palomino y Garzón Rayo, 2013).

El estudio realizado por Mejía Bravo et al (2014) determinó que la utilización de cementos resinosos en restauraciones de zirconia presentó mejor enlace adhesivo en comparación con los cementos convencionales. En este estudio, también se estableció que los cementos con monómeros de fosfato MDP y fosfatos ácidos en su composición presentan un enlace superior (Mejía Bravo et al., 2014).

2.3.3 Propiedades mecánicas

El dióxido de zirconio o zirconia es el dióxido cristalizado del mineral zirconium. Las propiedades mecánicas son semejantes a las del metal. Sin embargo, presenta elevada estética debido a su color blanco. El dióxido de zirconio cuenta con tres formas o patrones en su composición (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

Las propiedades mecánicas de la zirconia pueden ser comparadas con las del acero inoxidable. Su resistencia a la tracción varía entre 900-1200 MPa mientras que su resistencia a la compresión oscila en 2000 MPa (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007). Su dureza es de 7 a 8 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{-0.5}$. Estas propiedades se deben a la ‘dureza de transformación’ adquirida durante el cambio de fase (McLaren & Giordano, 2005).

En cuanto a la resistencia al estrés cíclico, el dióxido de zirconio resiste una fuerza de 28kN y 50 billones de ciclos para que ocurra una fractura (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007). El tratamiento externo de la superficie de zirconia modifica las propiedades mecánicas del material (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007). El fresado del material reduce su tenacidad. Además, el envejecimiento de la zirconia se relaciona con la exposición del material a humedad (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

Las propiedades mecánicas permiten que las cofias y conectores en las subestructuras de zirconia presenten menor grosor y por tanto, requieran de menor desgaste dentario (McLaren & Giordano, 2005).

2.3.3.1 Resistencia a la fractura

El dióxido de zirconio en prótesis parciales de tres unidades presenta mayor resistencia a la fractura, cerca de tres veces más, en comparación con otros materiales cerámicos (Komine, Blatz & Matsumara, 2010). Esta resistencia de la zirconia es superior a las cerámicas reforzadas con leucita e Inceram alúmina (Sehgal & Bida, 2013). La zirconia presenta gran resistencia a las fuerzas oclusales de la zona posterior, por lo que es considerada como una alternativa a las restauraciones de metal-porcelana. El principal patrón de fractura en este tipo de restauraciones se produce durante el asentamiento, entre los conectores (Komine, Blatz & Matsumara, 2010).

La fractura se localiza entre el retenedor y el pónico. Estudios han revelado que la utilización de zirconia a nivel de la zona interna de los pónicos y conectores de prótesis parciales múltiples fijas aumenta diez veces la resistencia de carga (Sehgal & Bida, 2013). Por tanto se establece que el diseño de los conectores es un factor determinante en la supervivencia a largo plazo de las restauraciones. La fractura inicia a nivel de la superficie gingival del conector y ésta se propaga hacia el pónico. Con un aumento en el radio (de 0.6 a 0.9mm) y la dimensión del conector (3x3mm), la resistencia a la fractura aumenta en un 20% (Komine, Blatz & Matsumara, 2010).

Para coronas unitarias, una disminución del ancho de la subestructura o cofia, de 0.5 a 0.3mm produce una reducción del 35% en la resistencia a la fractura. El núcleo de zirconia debe ser anatómicamente diseñado de manera que constituya una adecuada estructura de

soporte para la porcelana de revestimiento (Komine, Blatz & Matsumara, 2010). Los núcleos anatómicos aumentan la resistencia a la fractura de la restauración en un 30% (Lawson & Burgess, 2014).

Es posible obtener una resistencia alta a la fractura mediante la uniformidad en el grosor del esqueleto de zirconia. El grosor mínimo del esqueleto debe ser de 0.5mm para mantener las propiedades mecánicas favorables (Sehgal & Bida, 2013)

Las propiedades mecánicas de la zirconia tetragonal policristalina se reducen debido a tratamientos de elaboración como fresado y baño de arena. La resistencia a la flexión de la zirconia no procesada es de 1200MPa mientras que el trabajo sobre el material produce una reducción de este valor a 820MPa. De forma análoga, la tenacidad a la fractura cíclica también es reducida. No obstante, un adecuado tratamiento del material reduce el debilitamiento de las propiedades mecánicas. Sin embargo, no las desaparece (Montagna y Barbesi, 2013).

2.3.3.2 Estabilización y transformación de fase

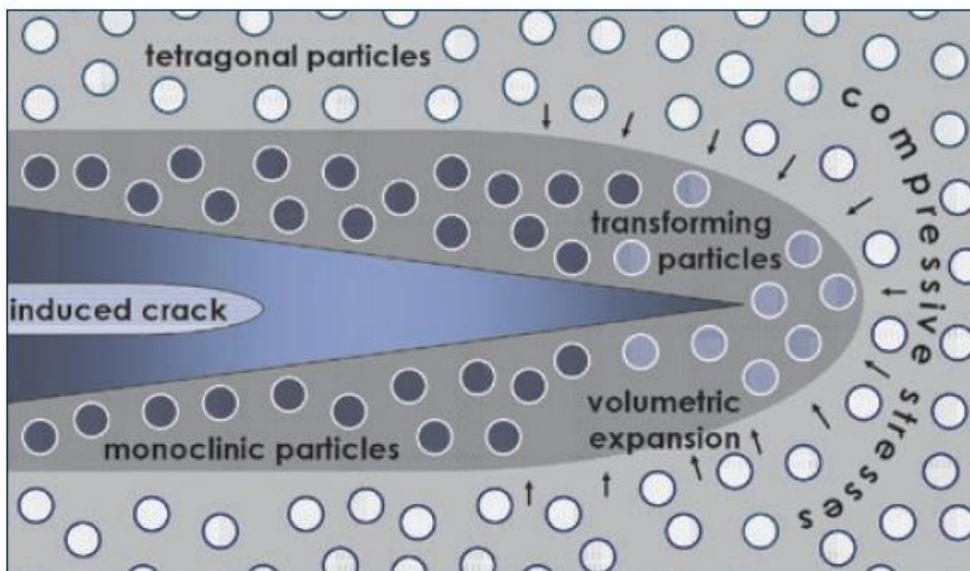
El dióxido de zirconio estabilizado con itrio presenta mejores propiedades mecánicas en comparación con otros compuestos con lo que se combina la zirconia (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

La transformación de fase se produce por la aplicación de fuerza a nivel de la superficie, lo que trae como resultado un cambio volumétrico por el área donde ha sido aplicada la fuerza. La energía de fractura provoca el cambio de fase de tetragonal a monoclinal. La consecuente expansión cierra la microfractura producida (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

La transformación de fase de zirconia, de tetragonal a monoclinal, se produce desde la superficie y se extiende en todo el material. Una reducción del tamaño de los granos y un aumento en la concentración de estabilizadores como itrio reduce la transformación de fase. La degradación de la zirconia en agua depende completamente de la temperatura, siendo ésta crítica de los 200 a 300°C. La degradación de la zirconia a bajas temperaturas trae como resultado el desplazamiento de los granos, aumento de la rugosidad de superficie, reducción de la dureza y pérdida de la resistencia a la fractura. Debido a este fenómeno de envejecimiento de la zirconia, no es indicada la utilización de un cemento convencional debido a que éste absorbe agua a través de los túbulos dentinarios. El resultado final es el contacto del material con un ambiente húmedo. También, la línea de terminación puede influir en el deterioro del material. Por esta razón, no es recomendable un margen subgingival (Alghazzawi, 2012).

Bajo estrés, se puede producir un cambio de fase, de un patrón tetragonal a monoclínico en el que se registra un incremento de volumen de 3% (McLaren & Giordano, 2005). Otras fuentes determinan que el incremento puede ser de 3 a 4% (Alghazzawi, 2012). Este cambio de fase utiliza la energía de las grietas formadas, de manera que se evita la fractura. Además, se produce un estrés compresivo que interrumpe la propagación de las microfracturas (McLaren & Giordano, 2005).

Figura 4 Diagrama que muestra la transformación de fase de la zirconia tras una microfractura.



Vagkopoulou, T. et al. (2009). Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming ceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2), 130-151.

El esqueleto de zirconia es capaz de resistir altos niveles de estrés internos, como ángulos agudos en la preparación, fuerzas producidas por masticación y cambios de temperatura (McLaren & Giordano, 2005).

El refuerzo por transformación de fase permite la reducción de la propagación de grietas debido al incremento de volumen. Sin embargo, este cambio también se produce en presencia de agua, sangre y fluidos similares. En este caso se produce el fenómeno de envejecimiento por degradación a baja temperatura. El cambio de fase no es favorable puesto que el aumento de volumen no se compensa con el espacio de las grietas, produciéndose microfracturas que reducen las propiedades mecánicas (Alghazzawi, 2012).

Existen reportes que determinan que el tratamiento de la zirconia a 900 hasta 1000°C produce la conversión inversa de las fases (Alghazzawi, 2012).

2.3.3.3 Revestimiento de la porcelana

Durante el diseño de la cofia de zirconia, un espesor adecuado y uniforme aumenta la resistencia a la fractura permitiendo la colocación de una capa homogénea de cerámica. Uno de los principales factores que produce el fracaso de las restauraciones de zirconia es la interfase zirconia-cerámica. La evidencia es el desprendimiento o *chipping* de porcelana. Esto se debe a diferencias en el coeficiente de expansión de los dos materiales, fallas durante el revestimiento cerámico y pobre humectación del núcleo durante la colocación de cerámica (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007). Existen también diferencias en el módulo de elasticidad de los dos materiales, siendo ésta otra posible causa de fractura. Además, puede ser provocada por insuficiencia mecánica de la porcelana de revestimiento, soporte inapropiado de la subestructura y fuerzas no favorables entre el esqueleto de zirconia y la porcelana (Komine, Blatz & Matsumara, 2010). Otro factor de fractura radica en la calidad del software de los sistemas CAD/CAM y el diseño elaborado en los mismos (Ozer et al., 2014).

Si el grosor del revestimiento de porcelana es mayor que el del núcleo de zirconia, el riesgo de *chipping* de la cerámica aumenta. Además, si el revestimiento de porcelana no presenta un soporte de zirconia, basado en un diseño anatómico del núcleo, existirá una mayor incidencia de fracturas, especialmente en la punta de las cúspides, área donde se ha registrado principalmente este problema (Heintze & Rousson, 2010).

La técnica de ‘sobreprensado’ de porcelana sobre el esqueleto de zirconia puede ser efectiva para reducir las fracturas. Además, la realización de un encerado que abarque todos los contornos así como una técnica de escaneo dual, puede asegurar un óptimo diseño además de un adecuado grosor de la capa de porcelana (Komine, Blatz & Matsumara, 2010). También,

la adhesión de un composite indirecto puede ser otra posibilidad de reducir el *chipping* (Komine, Blatz & Matsumara, 2010).

Nuevos materiales de porcelana, como el material VM9 de la serie Vita, elaborada por la empresa Sirona, presenta una cerámica refinada de partícula pequeña. Estudios comprueban que tienen mejor fuerza, pulido y menor desgaste frente al esmalte de piezas contactantes (McLaren & Giordano, 2005).

Existe discrepancia sobre la incompatibilidad de los coeficientes de expansión térmica entre la cerámica de revestimiento y la zirconia. Algunos autores determinan que esta incompatibilidad podría resultar beneficiosa puesto que puede reducir el estrés residual en la interfase de los dos materiales (Komine, Blatz & Matsumara, 2010). Esto se debe a que el coeficiente de expansión térmica es mayor para el material cerámico, lo que crea tensión en el mismo y le permite una mejor adaptación al núcleo de zirconia. Sin embargo, si la diferencia es muy marcada, el resultado será la presencia de fallas técnicas posteriores. Puesto que la zirconia presenta baja termoconductividad, existe una inadecuada distribución de la temperatura en el material cerámico lo que produce estrés interno de la porcelana durante la cocción y el enfriamiento (Komine, Blatz & Matsumara, 2010). Un estudio realizado por Heintze & Rousson (2010) recomienda un tiempo prolongado de enfriamiento para reducir el estrés residual de la porcelana.

2.3.4 Biocompatibilidad

La utilización del dióxido de zirconio en prótesis ortopédicas data desde 1969. En 1990 el empleo en ortopedia estaba acompañado de pruebas relacionadas con el comportamiento del material, su integración con el hueso y su carácter citotóxico. Los estudios han determinado

que el dióxido de zirconio no es mutagénico e incluso produce menor reacción alérgica en comparación con otros materiales como el titanio. Se ha demostrado que el empleo de dióxido de zirconio en tornillos de cicatrización en comparación con titanio, produce menor infiltrado inflamatorio, densidad microvascular, tejido vascular endotelial, así como también un conteo disminuido de productos bacterianos. Además, el dióxido de zirconio regula la expresión de genes relacionados con el recambio de la matriz extracelular (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

Estudios han reportando también reacciones adversas debido al polvo de zirconia. No obstante, las partículas de hidróxido de zirconio son eliminadas después de la sinterización del material en la utilización de prótesis odontológicas (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

2.3.5 Estética

La búsqueda de materiales estéticos en odontológica ha aumentado la utilización de restauraciones libres de metal. Los principales materiales empleados son de carácter cerámico, principalmente alúmina, cerámica reforzada con disilicato de litio, entre otros. El dióxido de zirconio es indicado para prótesis parciales fijas, resistiendo una carga de 755N. Las cerámicas reforzadas son indicadas para coronas unitarias o prótesis parciales fijas, de máximo tres piezas, localizadas en el sector anterior. Sin embargo, la zirconia presenta un rango más amplio de indicaciones, incluyendo zonas posteriores. Un estudio realizado por Tinschert demuestra que las prótesis parciales fijas elaboradas con dióxido de zirconio presentan la más alta dureza inicial y resistencia a largo plazo (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

El dióxido de zirconio puede ser utilizado también en prótesis parciales fijas que presenta un solo pónico. Sin embargo, no se recomienda en prótesis de más de cinco unidades. En cuanto a la preparación, es posible realizar un margen yuxtagingival o diferentes líneas de terminación. No obstante, estudios recomiendan las terminaciones marginales tipo chamfer o de hombro redondeado (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

La opacidad natural del material permite su utilización en dientes o pilares discrómicos. No obstante, esta característica puede presentar una desventaja en casos en los que se requiera un efecto translúcido. Cabe destacar, que existen tintes para las cofias de manera que mejoran la estética de la restauración final (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007). Esto permite el revestimiento con porcelanas de diferente translucidez, permitiendo un efecto crómico interno (Sehgal & Bida, 2013).

El empleo de materiales opacos con elevado croma para el revestimiento de la porcelana permite una adecuada unión de la porcelana, mediante enlaces micromecánicos y químicos. Después de la aplicación de una elevada temperatura, la superficie de zirconia se humedece y por tanto, mejora el enlace. No obstante, el núcleo tras esta preparación, muestra un color opaco que afecta directamente a la estética de la restauración. Hoy en día, se utilizan liners translúcidos y fluorescentes como capa de enlace con la porcelana. Se coloca una capa delgada que, a temperaturas elevadas, produce la humectación de la zirconia. La superficie de zirconia resultante quedará brillante (McLaren & Giordano, 2005).

Para mantener una estética similar a los dientes naturales, es posible diseñar esqueletos más pequeños, con una reducción de 0.5 a 0.7mm en la zona vestibular. Existen también liners para ser utilizados a nivel del margen gingival, de manera que las propiedades fluorescentes

del material permiten el transporte de la luz a través del área gingival. De esta manera, la restauración se ilumina y presenta un aspecto más natural (McLaren & Giordano, 2005).

La zirconia cuenta con cierta translucidez, sin embargo, debido al grosor de las cofias, adquiere opacidad. Además, la combinación con cementos también opacos aumenta este efecto. Por lo general, se emplea un núcleo blanco. Si se requiere menor valor y mayor croma, el color del núcleo debe cambiar (McLaren & Giordano, 2005).

El grosor del núcleo depende del sistema CAD/CAM que se utiliza. El valor oscila entre 0.5 a 0.3mm en la zona vestibular. Cabe destacar, que la cerámica de revestimiento sobre el núcleo presenta 0.8mm de grosor. Existen casos, principalmente en la zona de incisivos, en los que es posible utilizar un grosor de 0.2mm con el objetivo de obtener mayor translucidez (McLaren & Giordano, 2005).

2.3.6 Envejecimiento de zirconia

El envejecimiento de la zirconia se produce por un fenómeno de degradación a baja temperatura. Se trata de un fenómeno de carácter progresivo en el que se produce el cambio de fase de tetragonal a monoclinico, lo que reduce las propiedades mecánicas. El envejecimiento es el resultado del contacto de la zirconia con agua y fluidos orales. El agua produce la formación de hidróxido de zirconia, compuesto que acelera la progresión de las microgiretas presentes. La temperatura de envejecimiento oscila entre 200 a 300°C (Sehgal & Bida, 2013).

2.4 Precisión marginal

2.4.1 Importancia de la precisión marginal

Uno de los principales principios aplicados a odontología restaurativa radica en la importancia de la continuidad entre el tejido dentario y la restauración. Este factor determina la supervivencia a largo plazo de la restauración. Entre las principales consecuencias de la existencia de discrepancia a nivel marginal se encuentran hipersensibilidad postoperatoria, cambio de color, caries secundarias e inflamación pulpar (Heintze, 2007). La precisión marginal es afectada por la preparación del diente, las técnicas de impresión y la cementación de las restauraciones (Torabi Ardekani et al., 2012).

La precisión marginal en restauraciones cementadas se relaciona con la adaptación entre la prótesis y la línea de terminación en la preparación dental (Farid et al., 2012). La precisión a nivel marginal e interna de la restauración es considerada un criterio fundamental para establecer la calidad clínica y el éxito de la misma (Biscaro et al., 2013). La presencia de microfiltración por desadaptación marginal trae como resultado inflamación de pulpas vitales, aumento de retención de placa bacteriana y aumento en la incidencia de caries secundarias (Biscaro et al., 2013).

La discrepancia marginal también está asociada con el movimiento de fluido gingival sulcular y pérdida de hueso alveolar (Ural et al., 2010). En restauraciones sólo-cerámica, la cementación debe presentar un espesor adecuado de material entre la cofia y el tejido dental. Principalmente, se indica la utilización de un cemento adhesivo. Sin embargo, la precisión marginal es la que determina la funcionalidad y supervivencia de la restauración (Farid et al., 2012).

Una de las principales complicaciones de las coronas en relación con la integridad marginal es la inflamación gingival. Esta se produce cuando las preparaciones presentan un margen de terminación subgingival, superficies rugosas e inadecuada adaptación marginal (Farid et al., 2012). La cementación de las restauraciones sólo-cerámica afecta negativamente a la precisión marginal, aumentando la discrepancia existente. Un estudio de Ural et al. (2010) determina que la razón por la que esto ocurre es un aumento de presión hidrostática. Además, diferencias en la técnica de elaboración de las restauraciones cerámicas también produce variedad en los resultados obtenidos en cuanto a la precisión marginal (Ural et al., 2010).

2.4.2 Factores asociados a la discrepancia marginal

Los factores que determinan imprecisión marginal pueden ser clasificados en base a su influencia antes y después de la cementación. Entre los principales elementos que determina la integración marginal antes de la cementación se encuentran el material cerámico utilizado, la técnica de elaboración, preparación dental y falta de compatibilidad térmica entre el núcleo y la cerámica de revestimiento (Farid et al., 2012). El diseño de las preparaciones afecta la precisión marginal inicial y la resultante después de la cementación (Stappert et al., 2005).

La distorsión por diferencias en los coeficientes de expansión térmica en los materiales cerámicos se produce durante cada ciclo de horneado. Al comparar esta influencia térmica en restauraciones metal-cerámica, se establece que la distorsión marginal en estos casos se produce sólo una vez y luego se estabiliza. Un estudio realizado por Balkaya et al, determinó que existe mayor discrepancia marginal en coronas sólo-cerámicas a nivel de la superficies faciales y linguales. Esto se explica por la presencia de un grosor mayor de porcelana de

revestimiento en estas zonas. No obstante, un estudio realizado por Komine et al estableció que en las restauraciones con núcleo de zirconia, los ciclos de horneado de las cerámicas de revestimiento no afectaron de forma significativa a la precisión marginal y ajuste interno de las cofias (Farid et al., 2012).

La hipersensibilidad postoperatoria es un factor relevante que está presente entre el 1-29% de los casos. Principalmente se observa en coronas cementadas con sistemas adhesivos y en caries profundas en la que se ha removido gran cantidad de tejido. Existe menor incidencia en casos de inlays posteriores y en cavidades en las que se ha colocado hidróxido de calcio o ionómero de vidrio como liners. En casos de afección de la pulpa, la hipersensibilidad se encuentra combinada con infección bacteriana, contracción por polimerización o sinterización de la restauración, fallas en el sellado de los túbulos dentinarios, entre otros (Heintze, 2007).

Una discrepancia marginal significativa puede producir también caries secundarias. En este caso, las bacterias causales son las mismas que en las caries primarias; se tratan básicamente de *S. mutans* y *Lactobacillus*. Las caries se desarrollan en la superficie interna de la restauración e invaden el esmalte y la dentina. La formación de biofilm en la unión restauración-tejido dental permite la formación de caries secundarias. Cabe destacar que la incidencia de caries secundarias depende del material de la restauración. En el caso de restauraciones cerámicas, la frecuencia de caries secundarias es menor que en restauraciones de composite, puesto que la superficie permanece lisa en comparación con la degradación más rápida y aparición de superficies rugosas en el composite. No obstante, las condiciones orales del huésped influyen también en la aparición de caries secundarias (Heintze, 2007).

La presencia de caries secundarias corresponde a un 36.8% de fracasos en coronas en estudios realizados en períodos de tres años. La presencia de un cambio de color a nivel

marginal es un indicador de desadaptación de la restauración. Cuando clínicamente la interfase es significativa y está acompañada de tejido dentario suave, es posible determinar la necesidad de cambiar la restauración debido a una alta probabilidad de caries secundarias. No obstante, la presencia de decoloración a nivel del margen no es un factor determinante de la existencia de caries secundarias pero sí evidencia imprecisión marginal (Heintze, 2007).

La acumulación de placa y biofilm en las zonas de discrepancia marginal determina mayor inflamación gingival y sangrado en dientes con coronas. Además, márgenes subgingivales con imprecisión marginal producen inflamación gingival crónica, pérdida de inserción y formación de epitelio largo de unión como reparación (Heintze, 2007).

2.4.3 La precisión marginal y la cementación

La precisión marginal esta asociada al grosor del cemento presente entre la cofia y el diente, que a su vez, determina la resistencia a la fractura de la restauración. Un aumento del grosor determina una disminución de dicha resistencia. Un estudio realizado para determinar la relación entre, el tipo de preparación y el cemento, utilizado en coronas metal-porcelana, con la precisión marginal, estableció que la terminación cervical chamfer y la cementación con cemento de ionómero de vidrio presenta menor discrepancia marginal. La terminación de la preparación con fresas de pulido es un factor determinante que reduce la discrepancia marginal y afecta el ajuste con mayor significancia que el agente cementante (Anadioti, 2013).

Si existe discrepancia interna a nivel de la pared axial y superficie oclusal, la resistencia a la fractura de la restauración sólo-cerámica puede disminuir (Reich et al., 2005). Un estudio realizado por Euán et al (2012) estableció que la discrepancia marginal de coronas de zirconia elaboradas mediante sistema CAD/CAM era menor en preparaciones de hombro

redondeado. Estableció también que los ciclos de horneado y glaseado del revestimiento de porcelana no afectó al grupo de restauraciones con terminación de hombro redondeado, pero sí lo hizo al grupo de terminación en chamfer. Esto se debió a que en ésta última terminación existe menor porcelana a nivel del margen y por tanto es alterada durante el proceso de horneado y glaseado. El estudio de Euán et al también concluyó que el agente cementante no influye en la precisión marginal (Euán et al., 2012).

El agente cementante presente en restauraciones con discrepancia marginal queda expuesto al medio oral. Como resultado, se produce disolución del mismo y microfiltración. Las deficiencias en el sellado producen la entrada de bacterias y posterior inflamación pulpar. Además, como ya se mencionó, aumenta la incidencia de acumulación de placa bacteriana y consecuente enfermedad periodontal. Un incremento en el grosor de cemento permite también una mayor absorción de agua, permitiendo la degradación hidrolítica del mismo. Como resultado, se reducen las propiedades mecánicas del cemento así como también se altera su módulo de elasticidad. El incremento de estrés residual a nivel de la superficie genera tensión debido a un elevado grosor del cemento. Esto puede producir el desgaste de la porcelana y su posterior *chipping* (Vojdani et al., 2013).

2.4.4 Precisión marginal y ajuste interno en las restauraciones de zirconia

Para la fabricación de las restauraciones de zirconia, los sistemas CAD/CAM que utilizan zirconia presinterizada aumentan un porcentaje de volumen durante el diseño, el cual es compensado posteriormente por la contracción resultante de la sinterización. El estudio realizado por Euán et al (2012) determinó que este incremento en volumen se ajusta utilizando una fresa de diamante de partículas de 30 μ m. Este ajuste era más preciso en casos en los que

la terminación de la preparación era de hombro redondeado. La desventaja en la utilización de zirconia presinterizada radica en la compensación del volumen después de la sinterización y las posibles fallas en la precisión marginal que este proceso podría causar. Además, el ajuste con la fresa de diamante, mencionado anteriormente, varía dependiendo del tipo de terminación de la preparación, aspecto que también puede repercutir en la precisión marginal (Euán et al., 2012).

En el caso de elaboración de restauraciones fijas múltiples de zirconia, se ha reportado una deficiente adaptación o ajuste interno, a pesar de la adecuada precisión a nivel del margen. Este problema altera las propiedades de resistencia a la fractura y retención de la restauración (Borba et al., 2013). La precisión marginal debe ser uniforme en toda la restauración de manera que no se comprometa la retención ni resistencia de la misma (Vojdani et al., 2013).

La presencia de caries secundarias en restauraciones de zirconia con discrepancia marginal representa un 22%, en estudios realizados en un periodo de cinco años después de la cementación (Beuer et al., 2010). La discrepancia marginal cambia la microflora subgingival lo que permite el desarrollo de enfermedad periodontal (Biscaro et al., 2013). Además, es posible también la descementación de la restauración (Tannamala et al., 2013).

2.4.5 Preparación de las estructuras de zirconia

Las preparaciones cuyo margen terminal presenta hombro de 90° no son recomendados para restauraciones de zirconia puesto que el escáner láser de los sistemas CAD/CAM no puede detectar ni copiar el ángulo interno axiokingival. Además, un incremento de los ángulos de convergencia en las preparaciones dentales aumenta la desadaptación interna y marginal. En

los sistemas CAD/CAM la elección del espesor del cemento es un factor clave que determina la posterior adaptación marginal (Komine, Blatz & Matsumara, 2010).

Las prótesis múltiples parciales fijas realizadas con un sistema CAD/CAM presentan menor discrepancia a nivel marginal que las realizadas utilizando un sistema sólo CAM. En los sistemas sólo CAM se requiere de encerado y por tanto, la técnica produce errores en cuanto a la adaptación (Komine, Blatz & Matsumara, 2010).

Existe discrepancia sobre el estado ideal de zirconia para el tallado. Sin embargo, la utilización de los sistemas CAD/CAM permite la compensación de la contracción del material durante la sinterización (Komine, Blatz & Matsumara, 2010).

En el caso de dientes anteriores, la reducción a nivel incisal debe ser de 1.5mm, 1.0mm axial al margen y una angulación de 4 a 6°. Si se requiere mejorar aspectos estéticos, la reducción axial puede ser hasta de 1.5mm. Para los dientes posteriores, la reducción es de 1.5mm a nivel oclusal, 1.0mm axial, con angulación de 4 a 6°. El ángulo de preparación externo debe ser lineal para permitir un correcto escaneo del sistema CAD/CAM (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

No es posible determinar el sistema CAD/CAM que presente la menor desadaptación marginal. Esto es debido a los distintos parámetros, en cuanto a preparación, realizados en los estudios de cada sistema. No obstante, un estudio revela que en prótesis múltiples fijas con zirconia, la configuración del esqueleto tiene influencia directa en la adaptación de la prótesis independiente del sistema CAD/CAM utilizado (Komine, Blatz & Matsumara, 2010).

2.4.6 Supervivencia a largo plazo

Estudios determinan una tasa de supervivencia a largo plazo, en cinco años, de 93.3% de restauraciones sólo-cerámica y dióxido de zirconio en comparación con restauraciones metal-porcelana, con una tasa de 95.6%. Cabe destacar que el pronóstico es pobre para restauraciones posteriores de sólo-porcelana. No obstante, para el caso de restauraciones de zirconia, el resultado a largo plazo es confiable, tanto para restauraciones posteriores como anteriores (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

Las restauraciones de zirconia presentan un adecuado resultado a largo plazo en estudios que evalúan periodos de tres años. (Komine, Blatz & Matsumara, 2010). Sin embargo, el principal problema en las restauraciones de zirconia es el chipping de la cerámica de revestimiento, mientras que en las restauraciones sólo-porcelana, el fracaso se produce por fractura de la subestructura (Manicone, Rossi Iommetti y Raffaelli, 2007).

Varios estudios determinan la supervivencia de prótesis parciales múltiples de zirconia en un período de cinco años, determinando un 95% de éxito. Su tasa de supervivencia es comparable con las restauraciones metal-cerámica (Komine, Blatz & Matsumara, 2010).

En estudios realizados en Alemania y Suiza, sobre la supervivencia de las restauraciones de zirconia en un período de tres años, no se registró la fractura de la subestructura o esqueletos (McLaren & Giordano, 2005).

2.4.7 La precisión marginal en cofias de metal

Para la elaboración de coronas metal-porcelana, la técnica convencional utilizada es la de cera perdida. Debido a las propiedades de la cera, la utilización de la misma permite una adecuada

manipulación, precisión al momento de moldear y puede ser eliminada completamente con calor. La fabricación de un patrón de cera es un proceso largo que depende de las habilidades del técnico. Un estudio realizado por Zeltser et al determinó que el proceso de remover la cera aumenta la discrepancia marginal ($35\mu\text{m}$). Las desventajas de este proceso radican también en las características de la cera. Debido a su carácter liso y brillante, varias discrepancias marginales pueden pasar inadvertidas. Además, presenta sensibilidad térmica, memoria elástica y un alto coeficiente de expansión térmica. Los sistemas CAD/CAM permiten optimizar el proceso al no emplear la técnica de cera perdida. Otra ventaja es que se reducen los pasos y por tanto, disminuyen también los errores que pueden dar lugar a desadaptaciones marginales significativas (Vojdani et al., 2013).

2.4.8 Comparación entre restauraciones de metal-porcelana y zirconia

El principal fracaso de las restauraciones metal-porcelana es la fractura de una porción de cerámica que recubre el esqueleto metálico. Si la porción es pequeña e imperceptible, es posible pulir la zona. Por otro lado, si la porción es significativa, la restauración debe ser reemplazada por completo. A pesar de un buen pronóstico a largo plazo de las restauraciones de metal-porcelana, la presencia de recesiones a nivel gingival expone un margen oscuro metálico que compromete la estética de la restauración. El color de la porcelana de revestimiento puede experimentar abrasión y disolución, por tanto, las restauraciones presentan un color más claro, de consistencia similar a la tiza (Christensen, 2009).

Las características funcionales de las restauraciones de metal-porcelana son confiables a largo plazo puesto que, a pesar de producirse fracturas a nivel de la porcelana, la subestructura metálica continuará protegiendo al los pilares dentales (Christensen, 2009).

Otro problema que emerge en la utilización de restauraciones metal-porcelana es la respuesta inflamatoria y sistémica de los tejidos asociados a la zona de restauración. La frecuencia de alergia puede variar de un paciente a otro, sin embargo, todas las restauraciones metal-porcelana producen una respuesta local que puede o no evolucionar hacia una alergia (Christensen, 2009).

Al comparar las restauraciones de zirconia con las metal-porcelana se puede establecer que la resistencia de las mismas es similar. En cuanto a la fractura de la porcelana de revestimiento, se determinó que la incidencia de *chipping* de la porcelana colocada sobre los esqueletos de zirconia es mayor que la fractura de la cerámica con base de estructura metálica. Un estudio realizado por Heintze & Rousson (2010) determinó que las fracturas de los esqueletos son inferiores al 1% para las prótesis fijas parciales de zirconia, mientras que no se registran fracturas en las estructuras metálicas. Para las restauraciones de zirconia, la fractura de la cerámica es significativamente mayor cuando se trata de porcelana laminada y no prensada. El mismo estudio concluyó que factores como tipo de diente reemplazado, número de unidades, tipo de cemento, espesor del revestimiento de porcelana y arenado no influyeron en la frecuencia de fracturas. Se registro descementación de las restauraciones de zirconia por utilización de cemento de ionómero de vidrio modificado con resina y fosfato de zinc. Las restauraciones de zirconia cementadas con cementos resinosos y las restauraciones metal-porcelana no presentaron descementación (Heintze & Rousson, 2010).

Otros estudios revelan que la incidencia de fractura es similar en los dos tipos de restauraciones y afectan sólo a la zona de revestimiento de la porcelana, sin producir daños de las subestructuras (Quinn et al., 2010). Un estudio realizado por Eroglu et al (2013) determinó que la fatiga no afecta significativamente a las restauraciones de zirconia, en comparación con

las de metal-porcelana que sí son afectadas. No obstante, los dos tipos de restauraciones resisten de forma efectiva las fuerzas oclusales aplicadas en la zona posterior (Eroglu et al., 2013).

Los resultados de las restauraciones metal-porcelana son más predecibles debido a su larga utilización en odontología. Sin embargo, las restauraciones de zirconia son, hoy en día, una opción factible cuyos resultados de supervivencia a largo plazo están siendo investigados. Con el surgimiento de los sistemas CAD/CAM y la posibilidad de utilizar zirconia con los mismos, se facilita el proceso de elaboración al compararlo con las restauraciones metal-porcelana (Christensen, 2009).

Un estudio realizado por Ozer et al a odontólogos estadounidenses de práctica privada (2014) determinó un porcentaje de supervivencia de 99.2% para las restauraciones posteriores de zirconia y de 99.3% para las restauraciones metal-porcelana en período de 7.2 años, sin existir dependencia de la localización de la restauración o el sistema de elaboración utilizado. Como conclusión, el estudio determinó que no existen diferencias significativas en la supervivencia a largo plazo entre las restauraciones de zirconia y las de metal-porcelana. En estudios a corto plazo (supervivencia de 3 años), las restauraciones de zirconia presenta mayor porcentaje de supervivencia que las restauraciones de metal-porcelana, 95.9% frente a 94.4% respectivamente (Ozer et al., 2014).

Cabe destacar que alrededor del 8 al 50% de las restauraciones de zirconia sufren fractura de la porcelana en estudios realizados de 1 a 2 años. Por otro lado, las restauraciones metal-porcelana presentan una incidencia de fractura de porcelana del 4-10% en estudios de 10 años (Donovan & Swift, 2009).

En cuanto al procedimiento clínico, las restauraciones tanto de metal-porcelana como de zirconia requieren de los mismos procedimientos. Sin embargo, las restauraciones de zirconia necesitan de mayor profundidad en la preparación a nivel lingual y proximal (Christensen, 2009). La reciente utilización de restauraciones de zirconia monolíticas permite un menor desgaste de la estructura dentaria y evita la fractura de la superficie al no presentar revestimiento de porcelana. Debido a la dureza de la zirconia, muchos artículos académicos han referido el desgaste de los dientes antagonistas naturales. No obstante, una revisión realizada en el año 2013 determinó que, debido a las pequeñas partículas presentes en la estructura de zirconia, es posible obtener un adecuado pulido y por tanto, no se producen desgastes en las piezas dentarias antagonistas. Las restauraciones de zirconia monolíticas son resistentes frente a las fuerzas oclusales, presentan excelente ajuste interno y marginal, sobre preparaciones retentivas (Griffin, 2013).

3. Materiales y métodos

3.1 Tipo de estudio

Se realizó un estudio de tipo comparativo puesto que se determinó qué sistema de elaboración de cofias unitarias de zirconia (sistemas CAD/CAM Cerec In-Lab, (Sirona), CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn) o sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkozah)) era más preciso a nivel marginal. El estudio fue también de carácter experimental ya que, a través del mismo, se analizó, verificó y determinó la validez de la hipótesis planteada. También se puede definir al estudio como explicativo puesto que describió detalladamente el procedimiento, obtención de datos, procesamiento de los mismos y resultados.

3.1.1 Variables

Dependientes

- Precisión del sellado marginal

Independientes

- Sistemas elegidos para el estudio
 - CAD/CAM Cerec InLab (Sirona)
 - CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn)
 - Zirkograph 025 ECO (Zirkozahn)

3.2 Muestras

- Cofias elaboradas mediante el sistema CAD/CAM Cerec In-Lab (Sirona) y CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn) en la ciudad de Quito-Ecuador
- Cofias elaboradas mediante el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkozahn) en la ciudad de Quito-Ecuador
- Cofias metálicas elaboradas mediante el método de cera perdida en la ciudad de Quito-Ecuador

Se fabricaron 10 cofias de cada sistema (Cerec In-Lab (Sirona), CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn) y Zirkograph 025 ECO (Zirkozahn)) en base al modelo tallado de cromo-cobalto. También se elaboraron 10 cofias de metal que representaron el grupo control. Se obtuvieron cuatro grupos de estudio. Para cada cofia, se tomaron 2 muestras representativas

para analizar el margen cervical en cuatro puntos, a nivel de las zonas mesial, distal, vestibular y lingual.

3.2.1 Criterios de inclusión

Se revisaron los siguientes criterios para determinar las copias seleccionadas para el estudio:

- Continuidad del sellado marginal
- Ausencia de relieves positivos y negativos

3.2.2 Criterios de exclusión

Las copias excluidas fueron aquellas que presentaron:

- Sobrecontornos
- Fracturas
- Falta de continuidad del sellado marginal
- Presencia de relieves positivos y negativos

3.3 Materiales

Lista de materiales

- Modelo de ivorina typodont AG3
- Fresa troncocónicas de punta redonda
- Fresa troncocónica de punta plana
- Modelo principal de cromo-cobalto con soporte de cubo de aluminio

- Silicona-A liviana de adición Elite HD+ Super Light Body Fast Set (Zhermack, Italia)
- Silicona-A pesada de adición Elite HD+ Putty Soft Normal Set (Zhermack, Italia)
- Pistola para colocación de silicona liviana (Zhermack, Italia)
- Jeringas dispensadoras Oral Tips (Zhermack, Italia)
- Etanol al 70%
- Limpiador ultrasónico digital CD-4800
- Microscopio estereoscopio Meiji Techno EMZ-13TR (Japón)
- Software Infinity Analyze 3 6.1 (Lumera Corporation)
- Regla milimetrada
- Hoja de bisturí no. 21
- Mango de bisturí no. 4
- Pinza mosquito
- Bloques de zirconia presinterizada Zirconia VITA In-Ceram YZ Cubes (Vita, Bad Säckingen, Alemania)
- Anillo de zirconia presinterizado ICE Zirkon Translucent 98mm (Zirkonzahn, Italia)
- Bloques de zirconia presinterizada ICE Zirkon Translucent 9 (Zirkonzahn, Italia)
- Resinas de fotocurado para modelado de cofias Rigid y Rigid Transparent (Zirkonzahn, Italia)
- Spray opacador para escaneo Zirkon Scanspray (Zirkonzahn, Italia)
- Spray opacador para escaneo CEREC Optispray (Sirona)

Sistemas de confección de cofias y dispositivos utilizados

- Cerec InLab (Sirona)

- CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn)
- Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn)
- Microscopio estereoscopio Meiji Techno EMZ-13TR (Japón)
- Software Infinity Analyze 3 6.1 (Lumera Corporation)
- Dispositivo de aplicación de fuerza constante
- Sistema SPSS (IBM)

3.4 Métodos

3.4.1 Elaboración del modelo maestro

Para la elaboración del modelo maestro, se realizó el tallado de un premolar superior 1.5 en modelo de ivorina. Se ejecutó el tallado con una fresa troncocónica delgada, de grano grueso y punta redonda, de 1mm de diámetro, verificada la calibración por un técnico dental. Se redujo 1.0mm en las zonas proximales y en el área vestibular y lingual. A nivel oclusal, la reducción fue de 1.5mm. El margen de la preparación fue de hombro redondeado, obtenida mediante una fresa troncocónica plana de ángulos redondeados. Se terminó la preparación con una fresa troncocónica delgada de grano fino.

El tallado fue revisado por un técnico especialista en el manejo de los sistemas evaluados. Este tallado se duplicó en un modelo maestro de cromo-cobalto, con una estructura de soporte de diseño cúbico en base a aluminio (Ver figuras 5 y 6). Se elaboraron todas las muestras sobre dicho modelo.

Figura 5 Modelo maestro de cromo-cobalto

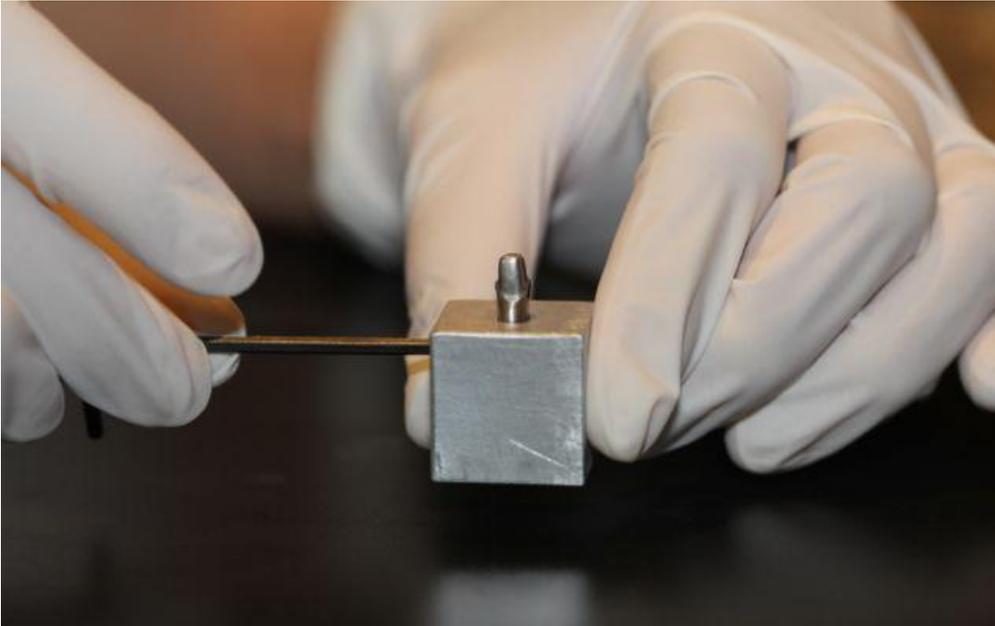


Figura 6 Vista de preparación en muñón de cromo-cobalto



3.4.2 Elaboración de las cofias

3.4.2.1 Sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn)

Para el sistema Cerec InLab (Sirona) se emplearon cubos de zirconia pre-sinterizada VITA In-Ceram YZ Cubes (Vita, Bad Säckingen, Alemania). Sobre el muñón de cromo-cobalto, se roció el opacador para escaneo CEREC Optispray (Sirona) compatible con el sistema óptico de triangulación activa y proyección de patrón de líneas inEOS blue (Sirona) (Ver figura 7). Durante la digitalización del muñón en el sistema CAD inLab 3D (Sirona), se estableció un espesor de cemento de $35\mu\text{m}$ y un espesor de la cofia de 0.5mm (Ver figuras 9-13). El muñón fue procesado en una máquina fresadora CAM inLab (Sirona) (Ver figuras 14 y 15). Una vez obtenidas las 10 cofias, se procedió a llevar al horno de sinterización (inFire,Sirona), por 6 horas a una temperatura de 1520°C .

Figura 7 Scanner inEOS blue (Sirona)



Figura 8 Muñón para escaneo



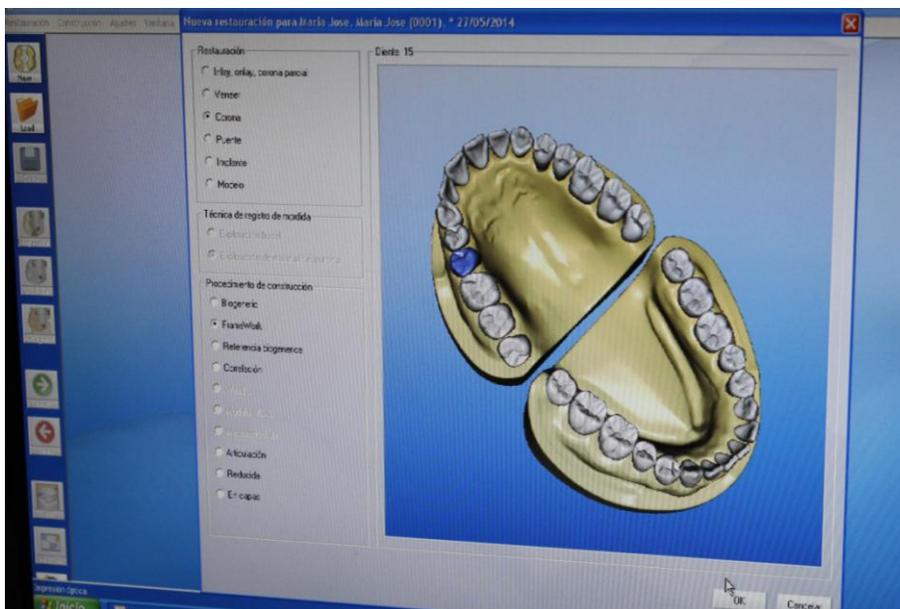
Figura 9 Escaneo de muñón**Figura 10 Diseño CAM**

Figura 11 Diseño 3D de muñón escaneado

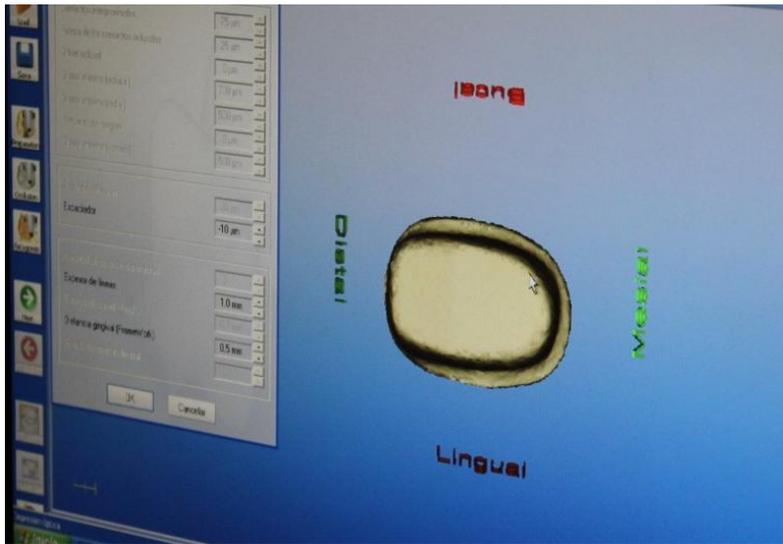


Figura 12 Diseño de cofia determinación de margen

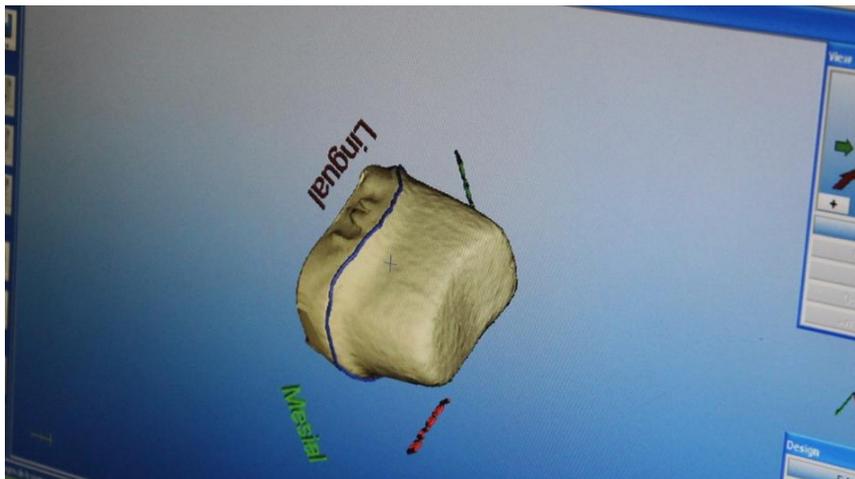


Figure 13 Diseño de cofia vista externa

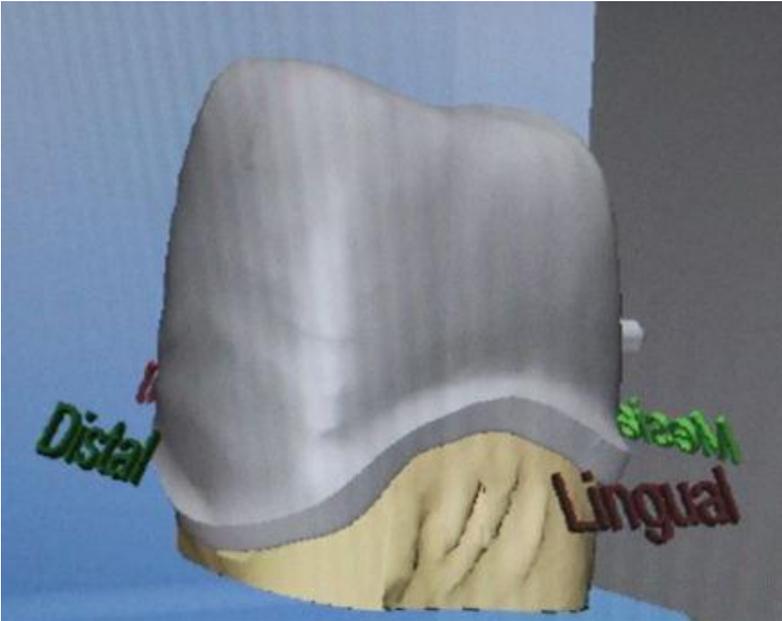


Figura 14 Calibración fresas



Figura 15 Tallado de cofia



Para las cofias del sistema CAD/CAM Zirkozahn, se utilizó un anillo de zirconia pre-sinterizada ICE Zirkon Translucent 98mm (Zirkozahn, Italia) (Ver figura 24). El modelo máster, una vez colocado el polvo opacador de escaneo Zirkon Scanspray (Zirkozahn), fue escaneado a través del escáner óptico de franjas de luz automáticas Zirkozahn Scanner S600 (Zirkozahn, Italia) (Ver figuras 16, 17 y 18). Empleando el software CAD Zirkozahn, se diseñaron las cofias con un espacio para el cemento determinado de $35\mu\text{m}$ y un espesor de la cofia de 0.5mm (Ver figuras 19-22). A continuación, se realizó el tallado en la fresadora Zirkozahn Milling Unit M5 (Zirkozahn, Italia) de cinco ejes (Ver figura 23). Las cofias fueron sinterizadas en el horno Zirkonofen 600 (Zirkozahn, Italia), durante 12 horas a 1500°C , en un ciclo de 3 horas hasta alcanzar los 1500°C , 3 horas en temperatura máxima y 6 horas para disminuir la temperatura gradualmente y llegar a 50°C (Ver figuras 25 y 26).

Figura 16 Zirkon Scanspray

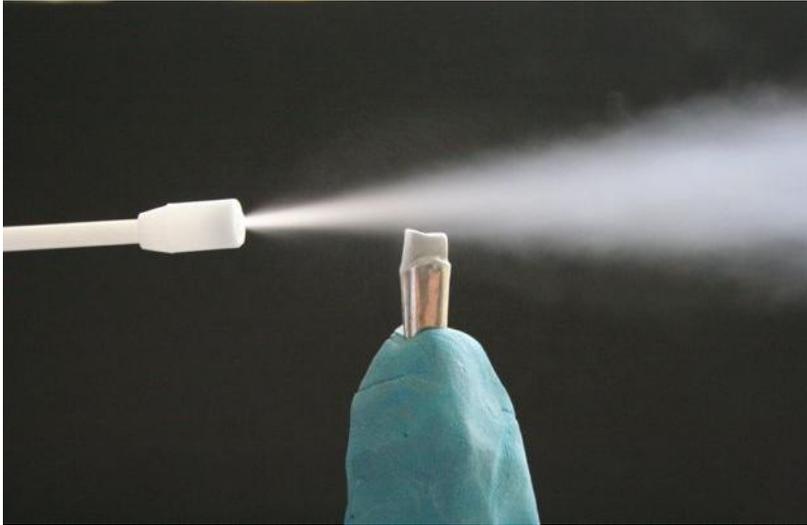


Figura 17 Escaneo de modelo maestro

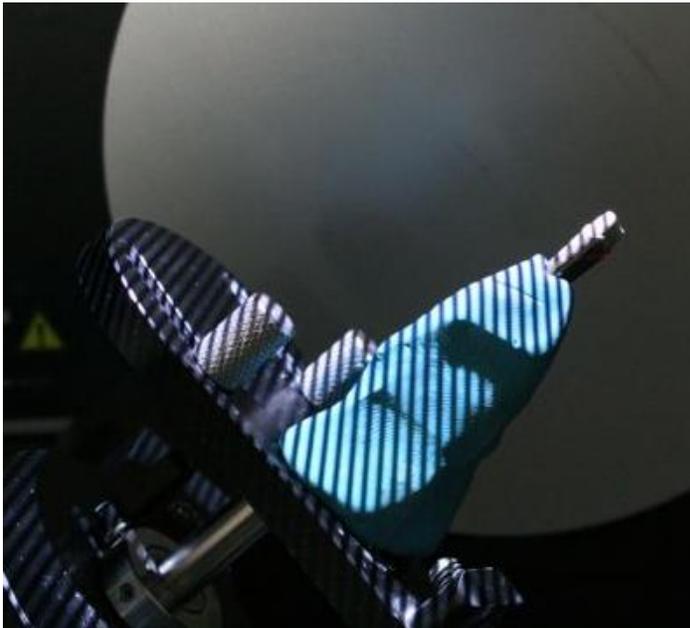


Figura 18 Scanner S600



Figura 19 Diseño 3D de muñón



Figura 20 Diseño CAM

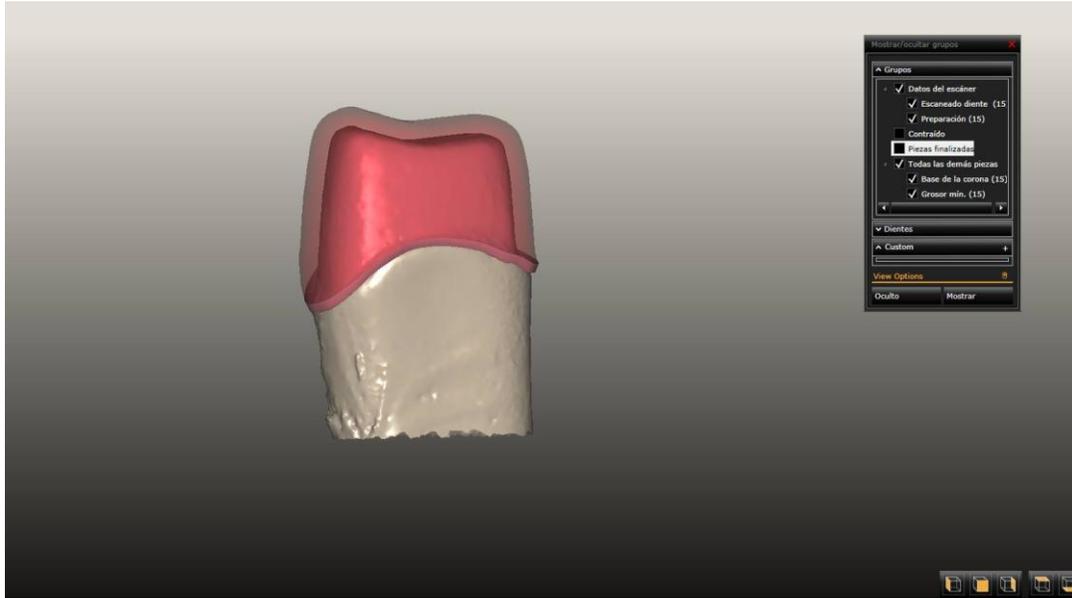


Figura 21 Diseño CAM de cofia

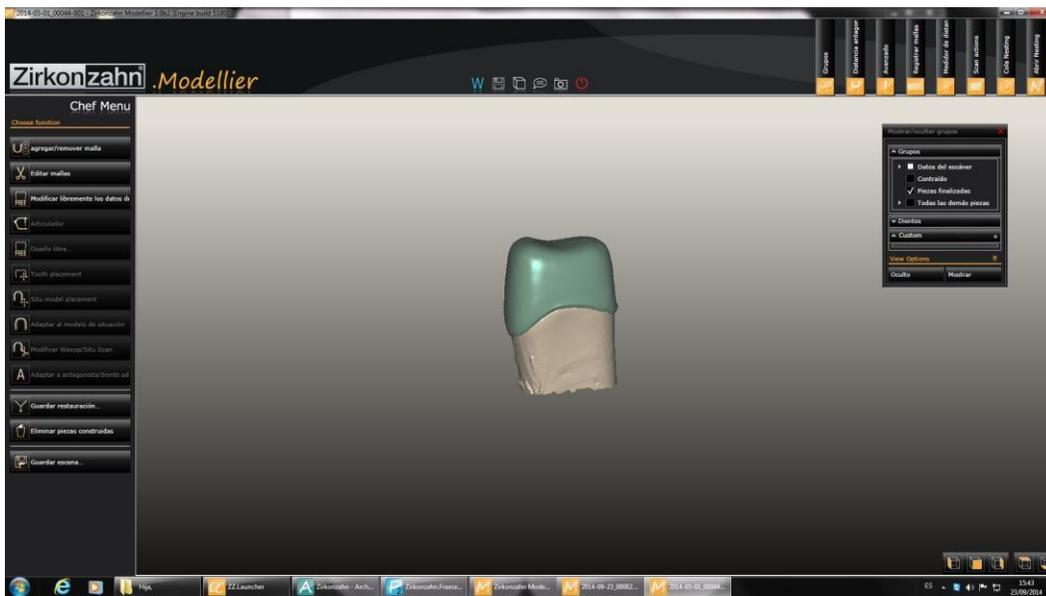


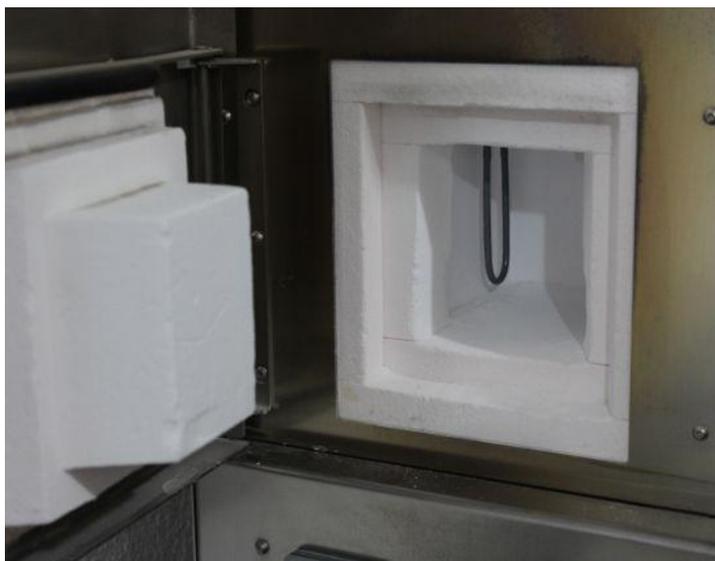
Figura 24 Anillo zirconia presinterizada ICE Zirkon Translucent (Zirkonzahn)



Figura 25 Horno de sinterización Zirkonofen 600



Figura 26 Vista interna horno Zirkonofen 600



3.4.2.2 Sistema Pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn)

Para la confección de las cofias se modeló cada cofia en resina de fotocurado Rigid y Rigid Transparent (Zirkonzahn, Italia) sobre el modelo maestro (Ver figura 28). Una vez obtenida la copia, se realizó el tallado manual en bloques de zirconia pre-sinterizada ICE Zirkon Translucent 9 (Zirkonzahn, Italia) (Ver figura 29). No se determinó un espesor de cemento y el grosor de cada cofia fue de 0.5mm. Cada cofia fue valorada por un técnico dental con experiencia en la utilización de este sistema. Posteriormente, las cofias fueron sinterizadas en el horno Zirkonofen 600 (Zirkonzahn, Italia), durante 12 horas a 1500°C, en un ciclo de 3 horas hasta alcanzar los 1500°C, 3 horas en temperatura máxima y 6 horas para disminuir la temperatura gradualmente y llegar a 50°C.

Figura 27 Sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn)



Fuente: <http://www.zirkonzahn.com>

Figura 28 Resinas de fotocurado para modelado de cofias Rigid y Rigid Transparent (Zirkonzahn)



Figura 29 Cubos de zirconia presinterizada ICE Zirkon Translucent 9 (Zirkonzahn)



3.4.2.3 Elaboración de cofias metálicas

Mediante técnica de cera perdida y colado metálico, se elaboraron 10 cofias en base al modelo de cromo-cobalto. La aleación del metal de marca SOFT fue: níquel 74-76%, cromo 12-14%, berilio 4-6% y molibdeno 4-6%. El espesor de cemento fue calibrado a $20\mu\text{m}$ y un espesor de la cofia de 0.5mm.

3.4.2.4 Elaboración de dispositivo de aplicación de fuerza

Se elaboró un dispositivo de aplicación de fuerza constante (50N), evaluado y certificado por el Instituto Ecuatoriano de Normalización INEN (Anexos 1 y 2). El dispositivo fue empleado durante la toma de impresiones internas de las cofias.

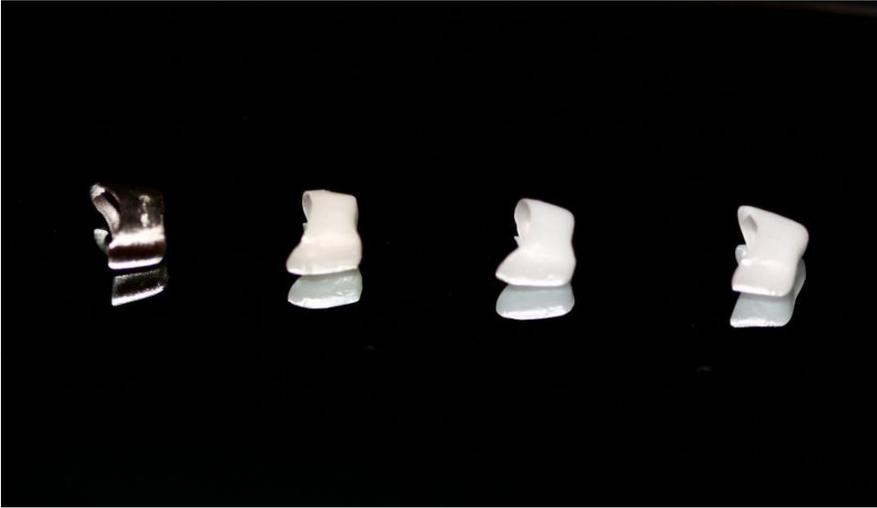
Figura 30 Dispositivo de peso constante



3.4.3 Selección de las muestras

En base a los criterios de exclusión e inclusión descritos previamente, se obtuvieron 10 copias de cada sistemas empleado: CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn;Italia), CAD/CAM Cerec In-Lab (Sirona) y pantógrafo Zirkograph 025 ECO (Zirkozahn). Además, se seleccionaron 10 copias metálicas elaborados mediante una técnica convencional.

Figura 31 Muestras seleccionadas de cada sistema empleado



3.4.4 Desinfección de las muestras

Se realizó la limpieza de las superficies de las copias con etanol al 70% (Ver figura 32).

Posteriormente, se ejecutó una desinfección ultrasónica, en agua, de todas las copias con un equipo ultrasónico digital CD-4800 por 5 minutos (Ver figuras 32-35)

Figura 32 Limpieza de copias con etanol



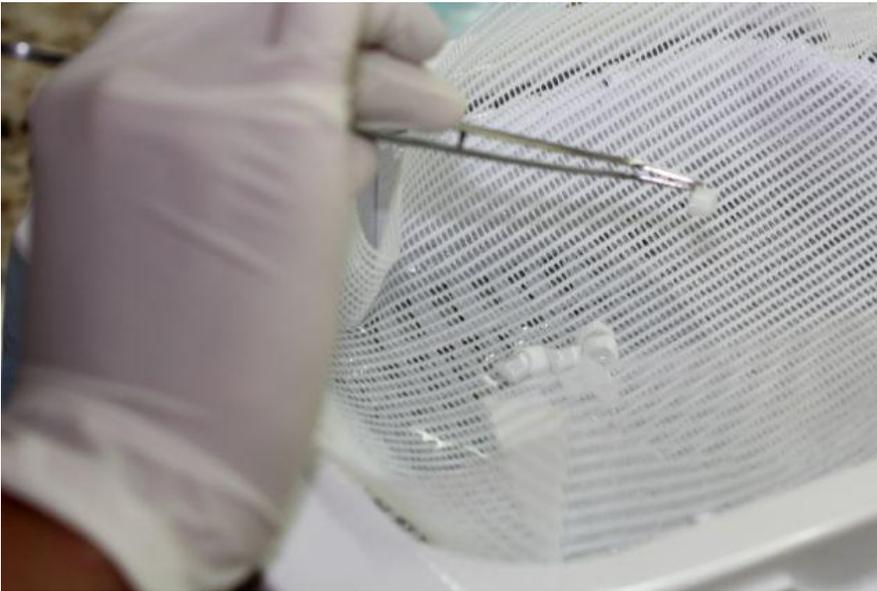
Figura 33 Limpieza ultrasónica de las cofias



Figura 34 Limpieza ultrasónica de cofias metálicas



Figura 35 Recolección de cofias después de la limpieza ultrasónica



3.4.5 Toma de impresiones

Se tomaron impresiones internas de cada cofia utilizando silicona-A de adición, liviana, hidrocompatible, de baja viscosidad Elite HD+ (Zhermack, Italia), con una reproducción de detalle de 20 μ m (0.020mm) establecida para los materiales de impresión elastoméricos tipo III (ISO 4823)(Ver figura 36). Se colocó, con ayuda de una pistola (MonoDispenser Zhermack, Italia) y puntas dispensadoras (Oral tips (Zhermack)), la silicona de adición en la cara interna de cada cofia (Ver figura 37). Posteriormente, se procedió a colocar la cofia en el muñón maestro (Ver figura 38 y 39). Cabe destacar, que el soporte cúbico de aluminio fue marcado con las letras M, D, V y P, que representan las caras de la cofia para el análisis posterior. Se asentó la cofia empleando el dispositivo de aplicación de fuerza constante de 50N (Ver figura 40 y 41). Una vez terminado el tiempo de polimerización (4 minutos de acuerdo al fabricante), se procedió a remover el muñón del dispositivo. A continuación, cuidadosamente con una pinza mosquito, se retiró la cofia del muñón en sentido vertical,

permitiendo que la silicona liviana quede en la preparación (Ver figura 42). Para estabilizar la silicona liviana, se empleó la silicona-A pesada de adición, de muy alta viscosidad (Zhermack, Italia), con una reproducción de detalle de 75µm (0.075mm) establecida para los materiales de impresión elastoméricos tipo 0 (ISO 4823). La mezcla se realizó empleando una dosis proporcional de 1:1. La silicona pesada se colocó en un contenedor previamente elaborado para recuperar la silicona liviana. Se esperó el tiempo de fraguado establecido por el fabricante (5'30") (Ver figura 44). Siguiendo la nomenclatura presente en el soporte de aluminio, se marcó, en la silicona pesada, las caras mesial, distal, vestibular y lingual, correspondientes a cada cofia (Ver figura 45). A continuación, se procedió a remover las siliconas del modelo maestro siguiendo una trayectoria vertical (unidireccional).

Figura 36 Siliconas utilizadas



Figura 37 Colocación de silicona liviana

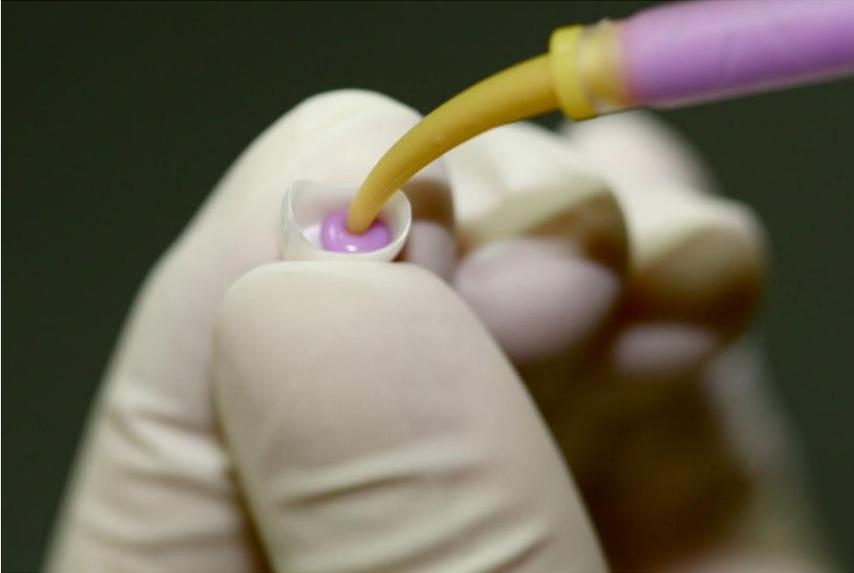


Figura 38 Colocación de cofia en muñón maestro

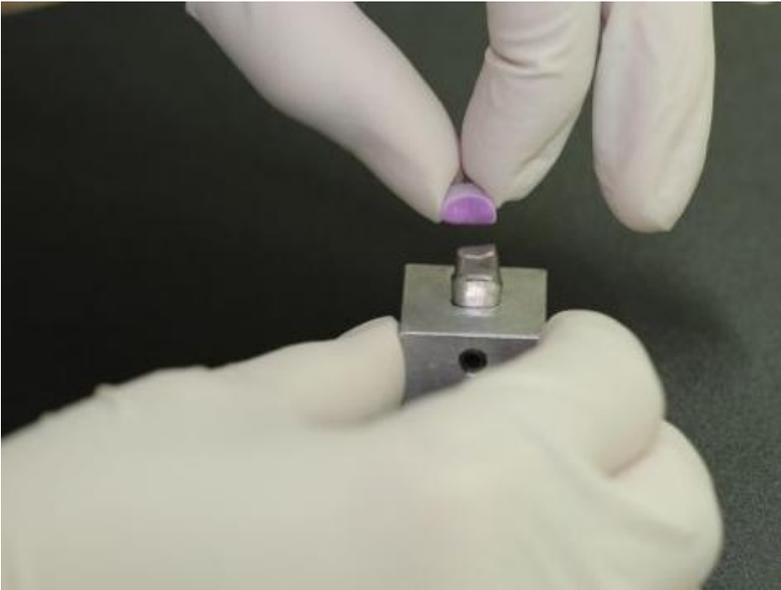


Figura 39 Asentamiento de cofia con silicona liviana en muñón maestro

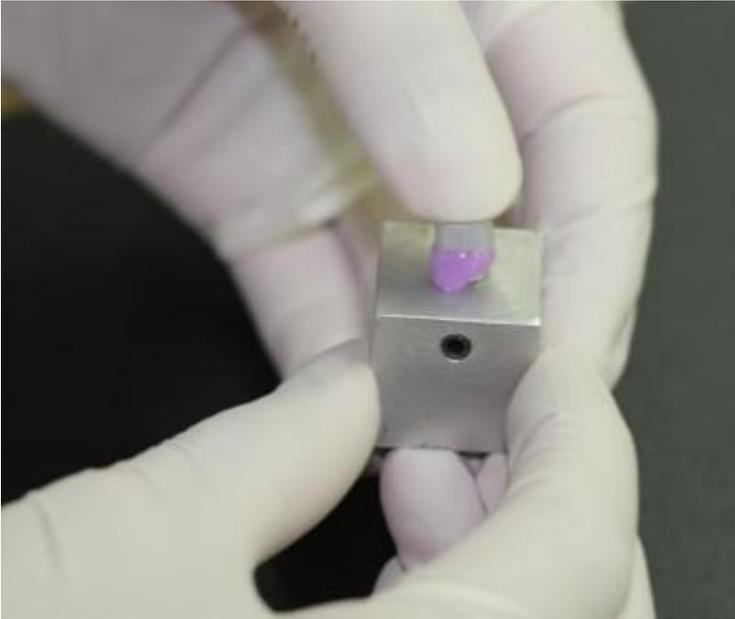


Figura 40 Colocación de pesa en dispositivo de peso constante



Figura 41 Muñón en dispositivo de peso constante

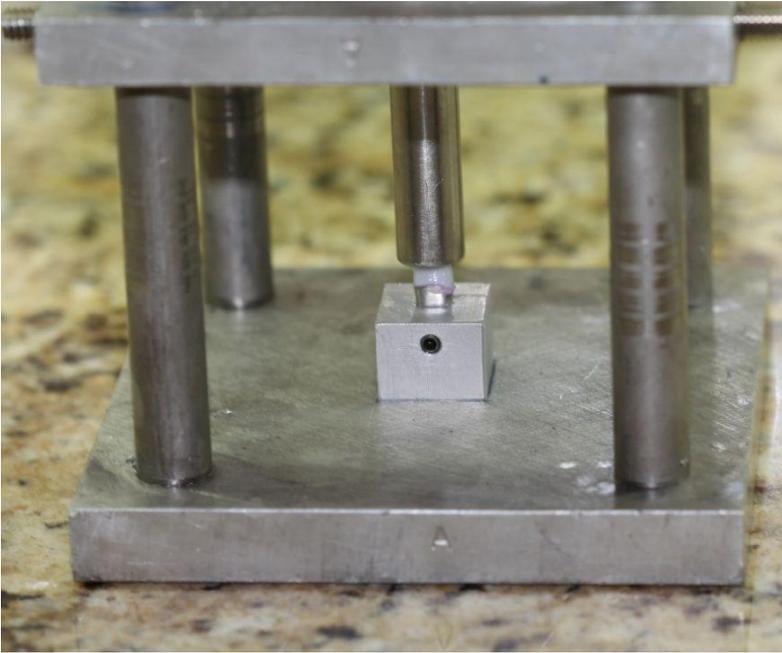


Figura 42 Retiro de cofia con pinza mosquito

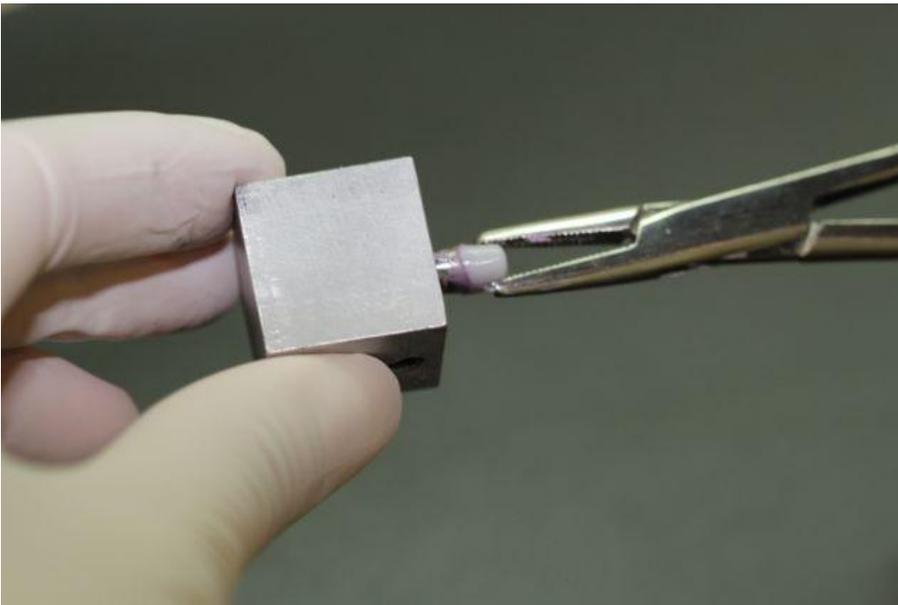


Figura 43 Silicona liviana en muñón maestro



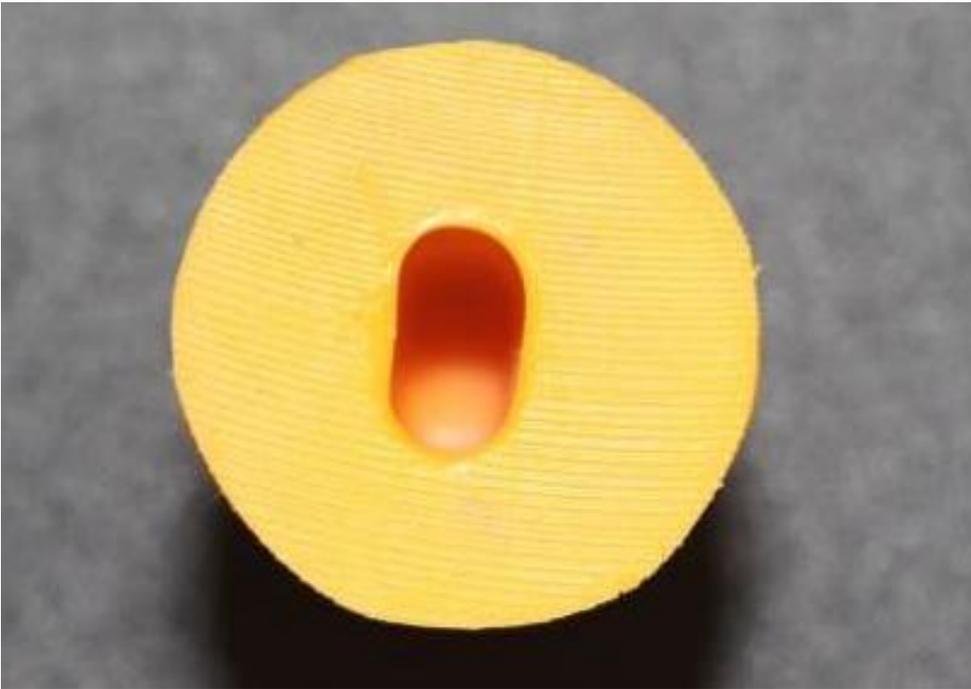
Figura 44 Estabilización de silicona liviana
silicona pesada



Figura 45 Identificación de zonas
M, V, D y P



Figura 46 Impresión de muñón con silicona pesada y liviana



3.4.6 Cortes empleando bisturí

Una vez obtenidas las impresiones de todas las cofias en silicona liviana (Elite HD+ Super Light Body Fast Set;Zhermack,Italia) y pesada (Elite HD+ Putty Soft Normal Set;Zhermack;Italia) de adición, se procedió a realizar cortes longitudinales para su observación en el microscopio estereoscopio. Los cortes se realizaron 24 horas después de tomada la impresión. Se utilizó una regla milimetrada para establecer el punto medio del muñón, cuyas medidas eran 7mmx4mm (Ver figura 47 y 48). Con ayuda de bisturí de mango no. 4 y hoja no. 21, se realizaron cortes de cada impresión en sentido mesio-distal y vestibulo-lingual (Ver figuras 49 y 50). Como resultado, se obtuvieron cuatro muestras por cofia analizada.

Figura 47 Medición de cortes con regla milimetrada

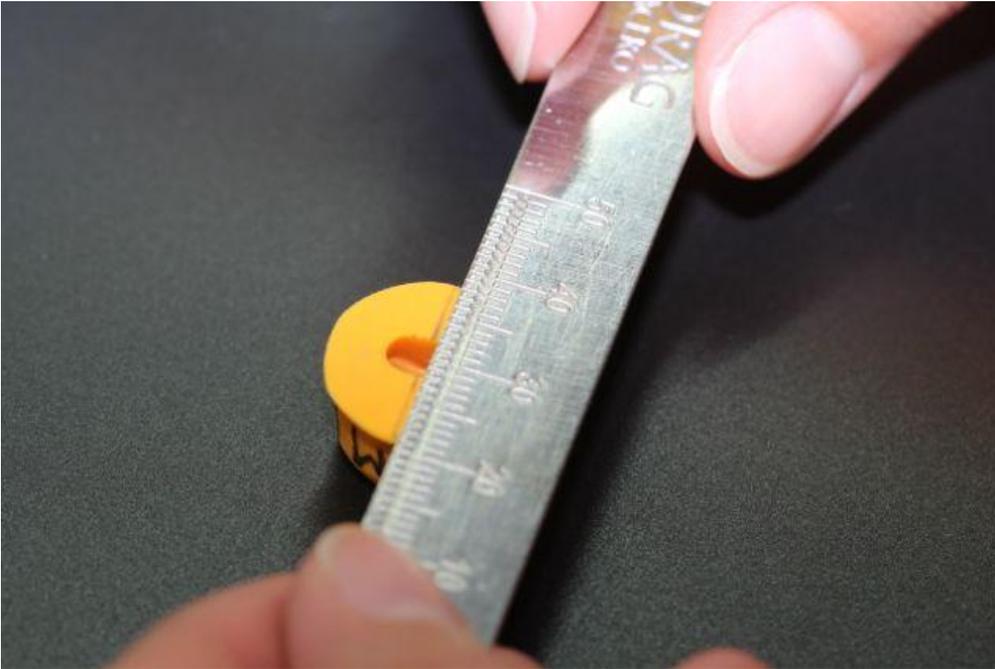


Figura 48 Parámetros de corte

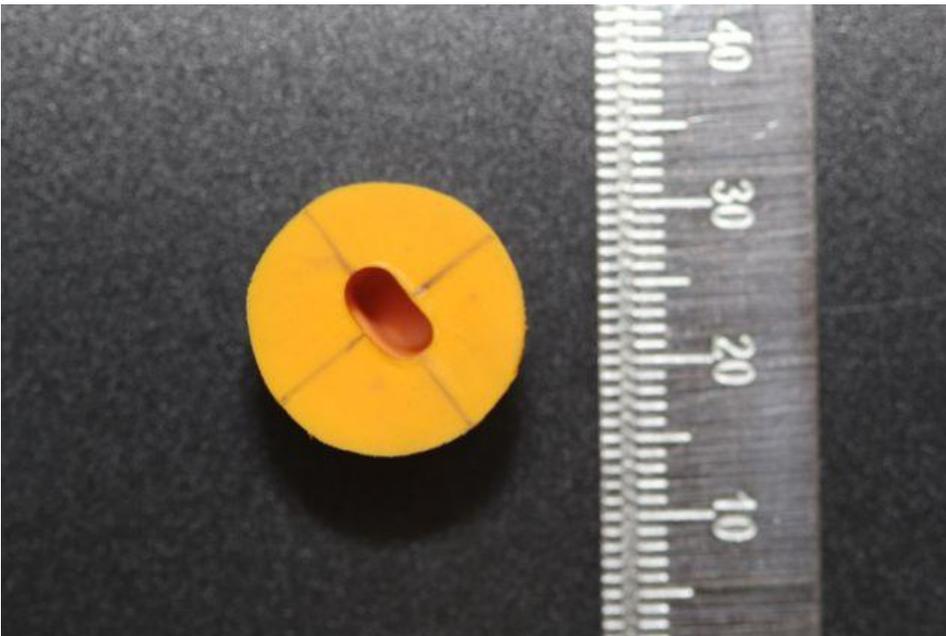


Figura 49 Siliconas cortadas

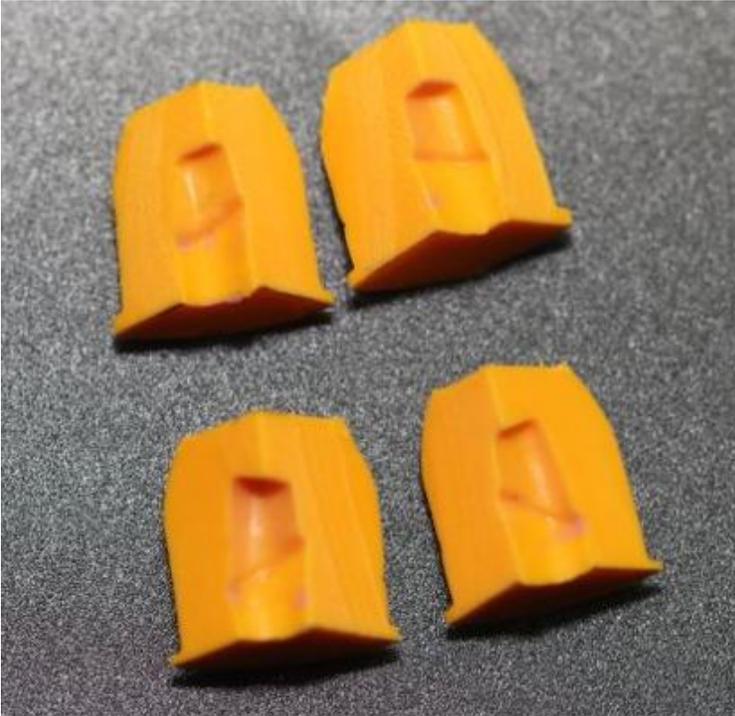
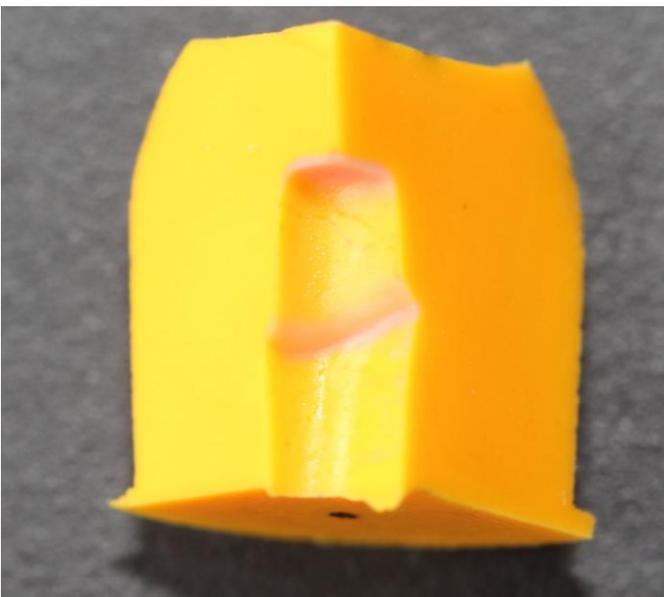


Figura 50 Vista central de corte



3.4.7 Almacenamiento de las muestras

Las muestras fueron codificadas y almacenadas, dos horas después, en contenedores plásticos, en un ambiente seco (Ver figura 51). Se formaron cuatro grupos designados con las letras A,B,C,D. A continuación se describe la asignación de grupos:

- Grupo A: cofias elaboradas en sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona).
- Grupo B: cofias de sistema CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn).
- Grupo C: cofias de sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn).
- Grupo D: grupo control cofias metálicas elaboradas mediante técnica convencional de cera perdida.

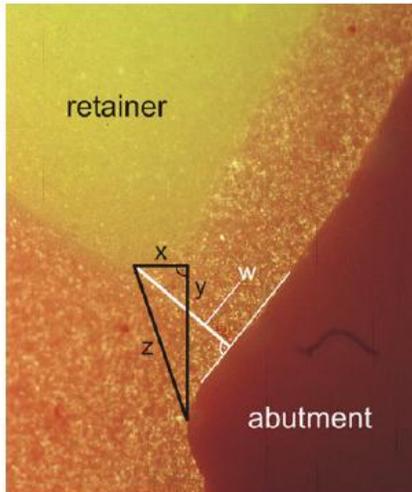
Cada grupo constaba de 10 cofias, por lo que cada una fue enumerada. En base a los cortes realizados, se obtuvieron cuatro muestras por cofia. Se analizaron cuatro puntos a nivel de la terminación marginal correspondientes a cada una de las caras: mesial (M), distal (D), vestibular (V) o lingual (L).

Figura 51 Almacenamiento de muestras



3.4.8 Observación en el microscopio estereoscopio

Figura 52 Parámetros para determinar la discrepancia marginal



Fotografía microscópica de corte cross-seccional de la técnica de réplica. Definición de las distancias de medida de precisión marginal, x discrepancia marginal horizontal, y discrepancia marginal vertical, z discrepancia marginal absoluta, w espesor marginal.

Kohorst, P. et al. (2011). *Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy*. Clin Oral Invest (2011) 15:527–536

Figura 53 Estereomicroscopio Meiji Techno EMZ-13TR (Japón)



Se observó en el microscopio estereomicroscopio Meiji Techno EMZ-13TR (Japón) cada muestra en un aumento de 50x (Ver figura 53) (Anexos 3 y 4). Se midió la discrepancia marginal vertical, horizontal y absoluta, así como también el espesor de silicona liviana a nivel del margen cervical de cada zona mesial, distal, vestibular y lingual. Para esto, se siguieron los parámetros establecidos por Holmes et al (1989), al ser el único método estandarizado para determinar la discrepancia marginal (Ver figura 52). Se formó un triángulo rectángulo trazando la hipotenusa entre un punto del borde externo marginal de la silicona liviana y el punto interno proyectado donde terminaba dicha silicona. A continuación, se trazó una línea perpendicular entre el borde interno de la silicona hasta una referente horizontal localizada a la misma altura del punto externo de la hipotenusa. Se obtuvieron fotografías de las mediciones mediante el software Infinity 1 (Lumera).

Figura 54 Vista 50X microscopio óptico estereoscópico sistema Cerec InLab (Sirona)

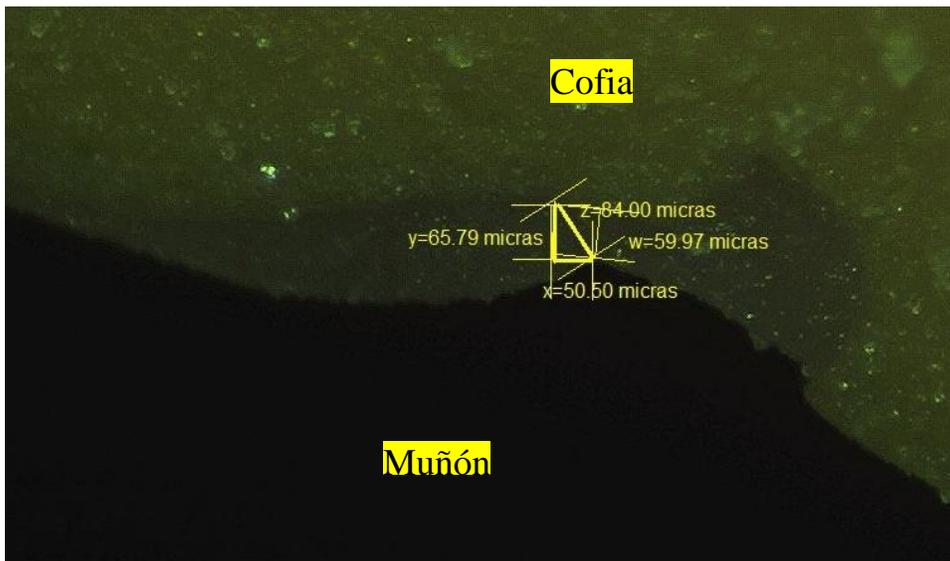


Figura 55 Vista 50 x microscopio estereoscopio sistema CAD/CAM Zirkozahn (Zirkonzahn)

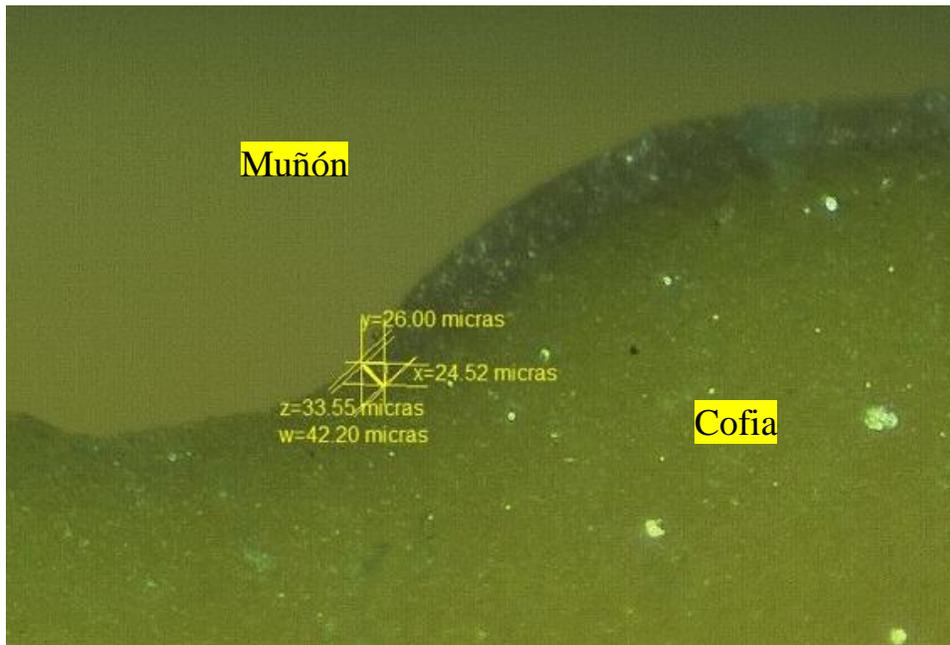


Figura 56 Vista 50X microscopio estereoscopio sistema Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn)

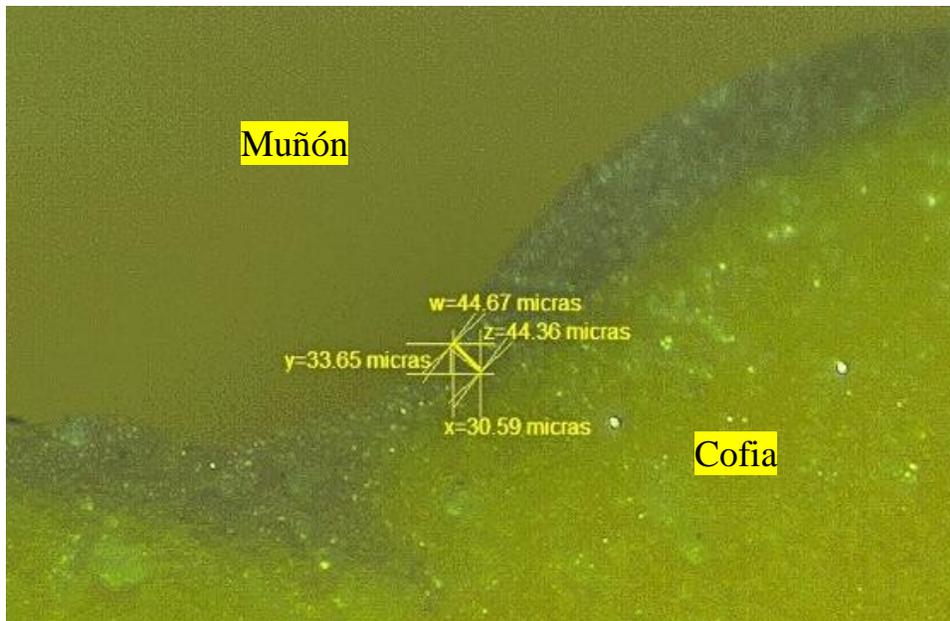
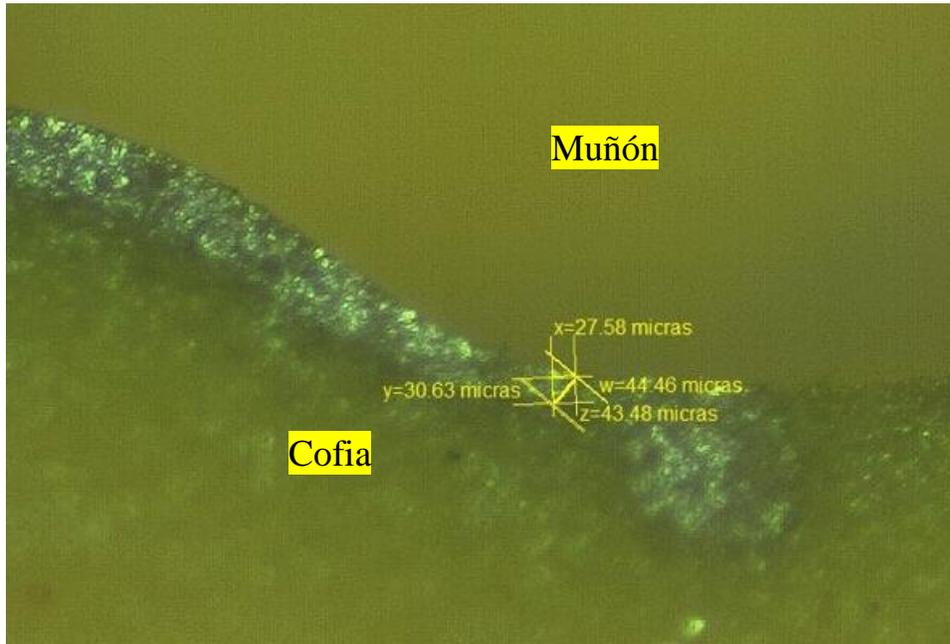


Figura 57 Vista 50X microscopio estereoscopio grupo de cofias metálicas



4. Resultados

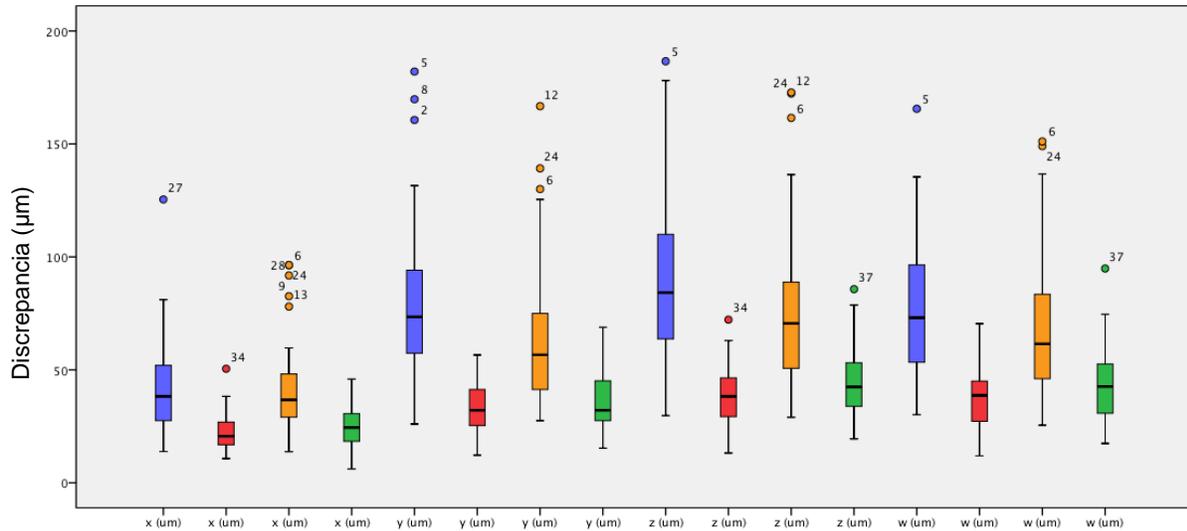
Los datos se procesaron utilizando el sistema IBM SPSS. La tabla 1 y Gráfico 1 muestran los resultados detallados del análisis estadístico. El sistema Cerec InLab (Sirona) presentó una discrepancia marginal absoluta media de $92.14 \pm 38.59 \mu\text{m}$ y un espesor marginal medio de $78.62 \pm 31.33 \mu\text{m}$. Para el sistema Zirkonzahn CAD/CAM (Zirkonzahn), los valores medios fueron de $38.71 \pm 12.62 \mu\text{m}$ para la discrepancia marginal absoluta y de $36.91 \pm 13.56 \mu\text{m}$ para el espesor marginal. En el caso del sistema Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn), los valores fueron $77.92 \pm 38.01 \mu\text{m}$ y $69.42 \pm 33.23 \mu\text{m}$, respectivamente para la discrepancia marginal absoluta y el espesor marginal. El grupo control presentó una discrepancia marginal absoluta media de $44.11 \pm 15.36 \mu\text{m}$ y un espesor marginal medio de $43.74 \pm 15.70 \mu\text{m}$.

El grupo CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn) presentó los menores valores de discrepancia marginal media vertical, horizontal y absoluta, además de menor espesor de

apertura marginal media, seguido por el grupo control de cofias metálicas, con un error en desviaciones estándar menor al 5% (3.17%). El grupo con mayor discrepancia marginal media (vertical, horizontal y absoluta) y espesor marginal medio fue el grupo Cerec InLab (Sirona).

Los valores mínimos y máximos para cada sistema se encuentran representados en la Tabla 1 y 2 y mediante diagramas de caja y bigotes (Gráfico 1). En todos los puntos medidos (discrepancia horizontal (x), vertical (y), absoluta (z) y espesor marginal (w)), el sistema CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn) presentó los menores valores obtenidos. El mismo comportamiento se observa en el gráfico de barras (Gráfico 2) de valores medios para la discrepancia marginal absoluta (z) y espesor marginal (w).

Gráfico 1 Box plot que representa las dimensiones obtenidas de discrepancia marginal horizontal (x), vertical (y), absoluta (z) y espesor margina (w) para cada sistema utilizado.



*Código de colores

Morado: Sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona); Rojo: Sistema CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn);
 Amarillo: Sistema Zirko-graph (Zirkozahn); Verde: Cofias metálicas

Tabla 1 Resultados de discrepancia marginal de copias de zirconia de los sistemas CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y Zirkozahn (Zirkozahn).

	Cerec InLab (Sirona)				CAD/CAM Zirkozahn			
	x (μm)	y (μm)	z (μm)	w (μm)	x (μm)	y (μm)	z (μm)	w (μm)
N Válidos	40	40	40	40	40	40	40	40
Perdidos	0	0	0	0	0	0	0	0
Media	43,31	79,38	92,14	78,62	22,16	33,68	38,71	36,91
Mediana	38,26	73,42	84,20	73,07	20,65	32,12	38,25	38,67
Moda	27,53	62,72 ^a	29,70 ^a	59,97	19,89	41,30	30,78 ^a	12,98 ^a
Desv. típ.	21,37	37,16	38,59	31,33	8,33	11,36	12,62	13,56
Mínimo	13,85	26,00	29,70	30,13	10,71	12,24	13,16	11,95
Máximo	125,44	182,03	186,62	165,55	50,48	56,60	72,20	70,46

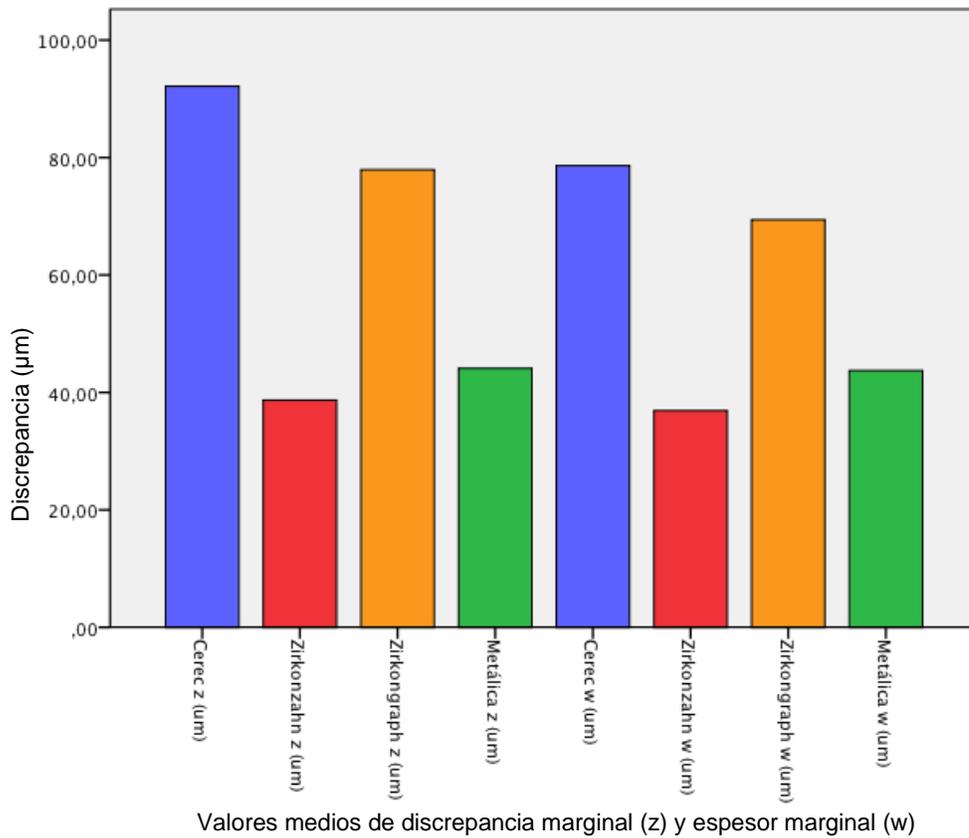
a. Existen varias modas. Se mostrará el menor de los valores

Tabla 2 Resultados de discrepancia marginal de copias de zirconia de los sistemas Zirkograph 025 ECO (Zirkozahn) y el grupo control de copias metálicas.

	Zirkograph 025 ECO (Zirkozahn)				Copias metálicas			
	x (μm)	y (μm)	z (μm)	w (μm)	x (μm)	y (μm)	z (μm)	w (μm)
N Válidos	40	40	40	40	40	40	40	40
Perdidos	0	0	0	0	0	0	0	0
Media	41,31	64,75	77,92	69,42	24,44	36,49	44,11	43,74
Mediana	36,71	56,64	70,57	61,48	24,47	32,12	42,42	42,59
Moda	30,59	29,06 ^a	78,97	121,62	24,47	30,59	37,87	37,34 ^a
Desv. típ.	21,23	33,45	38,01	33,23	8,91	13,16	15,36	15,70
Mínimo	13,77	27,53	29,02	25,46	6,12	15,30	19,47	17,44
Máximo	96,37	166,73	172,80	151,12	45,89	68,85	85,71	94,85

a. Existen varias modas. Se mostrará el menor de los valores

Gráfico 2 Gráfico de barras que muestra los valores medios de discrepancia marginal absoluta (z) y espesor marginal (w) de los sistemas utilizados.



Mediante la prueba T, se registraron diferencias estadísticamente significativas en la discrepancia marginal absoluta (y) y el espesor marginal (w) entre los grupos Cerec InLab (Sirona) y Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn) en contraste con el grupo control de cofias metálicas ($p=0.000$)($p<0.001$). No se obtuvieron resultados estadísticamente significativos entre los grupos CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn) y el grupo control ($p>0.001$) (Tablas 3 y 4).

Tabla 3 Prueba t de discrepancia marginal absoluta z(μm) entre los sistemas analizados y el grupo control.

		Diferencias relacionadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación típ.	Error típ. de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 1	Metálica z (μm) - Cerec z (μm)	-48,03	43,75	6,92	-62,02	-34,04	-6,94	39	,000
Par 2	Metálica z (μm) - Zirkonzahn z (μm)	5,40	19,25	3,04	-,76	11,56	1,77	39	,084
Par 3	Metálica z (μm) - Zirkograph z (μm)	-33,81	41,25	6,52	-47,01	-20,62	-5,16	39	,000

Tabla 4 Prueba t de espesor marginal w(μm) entre los sistemas analizados y el grupo control.

		Diferencias emparejadas					t	gl	Sig. (bilateral)
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia				
					Inferior	Superior			
Par 1	Metálica w (μm) - Cerec w (μm)	-34.86	37.96	6.00	-47.02	-22.73	-5.81	39	.000
Par 2	Metálica w (μm) - Zirkonzahn w (μm)	6.84	20.04	3.17	.43	13.25	2.16	39	.037
Par 3	Metálica w (μm) - Zirkograph w (μm)	-25.68	38.95	6.16	-38.14	-13.22	-4.17	39	.000

5. Discusiones

La precisión marginal obtenida en este estudio es comparable con los valores obtenidos en la literatura para todos los sistemas analizados.

Los valores mínimos obtenidos para el grupo CAD/CAM Zirkonzahn para la discrepancia marginal absoluta fueron de $13.16\mu\text{m}$ y de $11.05\mu\text{m}$ para el espesor marginal

medio. En el caso del sistema Cerec InLab (Sirona), los valores mínimos fueron de 29.70 μm y 30.13 μm respectivamente. No obstante, los valores máximos alcanzaron 186.62 μm para la discrepancia marginal absoluta y de 165.55 μm para el espesor marginal. En contraste, con los valores máximos del sistema CAD/CAM Zirkozahn (72.20 μm para discrepancia absoluta y 70.46 μm para espesor marginal). Por tanto, se determina que los valores máximos para el sistema Cerec InLab (Sirona) no se encuentran dentro del valor de discrepancia marginal aceptado por la literatura (120 μm) (McLean & Von Fraunhofer, 1971). Sin embargo, los valores medios para el sistema Cerec InLab (Sirona) son menores a 120 μm (78.62 μm). Como resultado, en el estudio se puede establecer que las cofias elaboradas mediante el sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) presentaron la mayor discrepancia marginal, con valores que incluso superaban el valor clínicamente aceptado en la literatura. Por otro lado, las cofias elaboradas mediante el sistema CAD/CAM Zirkozahn fueron las más precisas. Por tanto, se acepta parcialmente la hipótesis planteada para el estudio puesto que únicamente las cofias elaboradas por el sistema CAD/CAM Zirkozahn presentaron la mejor precisión marginal.

Las diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos CAD/CAM evaluados en el estudio pudieron deberse a factores relacionados con la digitalización de los sistemas y las técnicas CAM de cada uno. Cabe destacar, que los dos sistemas están sujetos a limitaciones relacionadas con la resolución finita del escaneo, que produce ángulos redondeados y trae como resultado interferencias a nivel de los bordes incisales y oclusales. Un estudio de Reich et al (2005) reportó errores de precisión marginal por la formación de ángulos redondeados o picos formados debido al sistema óptico de escaneo. Además, la utilización del spray opacador para escaneo puede inhibir la reflexión durante el proceso, produciendo un aumento el espesor marginal.

De acuerdo a Kohorst et al (2009 y 2011), fallas en el proceso de cálculo del sistema CAD/CAM, errores en el fresado y la sinterización pueden causar mayor discrepancia marginal. Beuer et al (2005) determinan también que los procesos de elaboración CAD/CAM afectan significativamente la precisión marginal. En el presente estudio existen dos sistemas CAD/CAM diferentes cuyas diferencias estadísticamente significativas pueden ser explicadas en base a las conclusiones propuestas por dichos autores.

La influencia del operador y el técnico dental en relación con la precisión marginal realizada en estudios como el de Beuer et al (2009) y Reich et al (2005) establecen la alta sensibilidad de la técnica CAD/CAM. Es decir, un adecuado sellado de las cofias de zirconia depende de las habilidades del operador. Sin embargo, en un estudio en el que se evaluó la influencia del operador (Grenade et al., 2011), no se observaron influencias significativas del operador en los resultados obtenidos de los sistemas CAD/CAM evaluados.

Grenade et al (2011) establecieron que existe relación entre el proceso de manufactura y la desadaptación marginal de las coronas de zirconia unitarias. Este resultado es comparable con los estudios realizados por Miyazaki y Hotta y Kohorst et al. en los años 2009 y 2011, donde se determinó la relación del tipo de zirconia y su proceso de elaboración con la precisión marginal.

En el estudio realizado por Reich et al (2005) se determinó una discrepancia marginal (espesor marginal) de $65\mu\text{m}$ para cofias de zirconia elaboradas mediante el sistema Cerec InLab (Sirona). El estudio de Caparroso, Marín y Echavarría (2011), estableció un espesor marginal de $47.34\mu\text{m}$, Bindl y Mormann (2005) de $43\mu\text{m}$, Beuer et al (2009) de $57\mu\text{m}$. Comparando estos valores con los obtenidos en el presente estudio, se establece que el valor medio obtenido de discrepancia marginal ($78.62\mu\text{m}$) fue mayor al referido por la literatura. En

el estudio realizado por Santamaría, Aldana y Martín (2009) se obtuvo un valor de $92.4\mu\text{m}$ como discrepancia marginal para el sistema Cerec InLab (Sirona). Únicamente en este caso, el valor obtenido en el estudio realizado es menor al comparado en la literatura.

La literatura revisada no reporta estudios realizados con el sistema CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn), razón por la cual se empleó dicho sistema en este estudio.

Comparando los resultados obtenidos con la literatura en relación a la precisión de los sistemas pantográficos, se puede establecer que de acuerdo a lo esperado, los valores de discrepancia marginal fueron superiores a los obtenidos mediante el sistema CAD/CAM Zirkonzahn. No obstante, esta referencia no puede ser aplicada con el sistema Cerec InLab (Sirona), puesto que éste es el que mostró mayor discrepancia marginal en el estudio. El estudio de Santamaría, Aldana y Martín (2009) comparó la adaptación marginal entre el sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn). Los resultados obtenidos mostraron una discrepancia marginal (espesor marginal) de $121.3\mu\text{m}$ para el sistema pantográfico. Este valor es mayor al obtenido en el presente estudio ($69.42\mu\text{m}$), sin embargo, al igual que en la literatura, existió mayor discrepancia marginal que el sistema CAD/CAM analizado. La misma conclusión fue obtenida en el estudio de Grenade et al (2011), no obstante el sistema pantográfico utilizado para el estudio fue Ceramill (Amann Girrbach). Un estudio realizado por Martínez y Rodríguez (2010) determinó que no existen diferencias significativas entre el sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn), sin embargo en un análisis de valores medios de discrepancia marginal, establecieron mejor adaptación para el sistema Cerec InLab (Sirona). Esta investigación contrasta con el estudio realizado puesto que en el mismo se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas Cerec

InLab (Sirona) y Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn), y la discrepancia marginal fue menor para el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn).

Un estudio realizado por Park et al (2012) estableció que existen diferencias estadísticamente significativas entre el sistema CAD/CAM y sistema pantográfico, siendo mejor la precisión marginal de las copias del sistema pantográfico. Esta referencia coincide con el presente estudio entre los grupos CAD/CAM Cerec InLab y pantógrafo Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn).

Se estableció una diferencia estadísticamente significativa también entre el sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn) y el grupo control de copias metálicas. No obstante, para los estudios evaluados en la literatura como para el presente estudio, la discrepancia marginal media fue menor a $120\mu\text{m}$ y por tanto es aceptada clínicamente. En todos los casos, la mayor discrepancia marginal de los sistemas pantográficos se debe a la mayor influencia de procedimientos manuales aplicados.

Un análisis de los valores máximos obtenidos en el sistema pantográfico tanto para la discrepancia marginal absoluta como para el espesor marginal, $172.80\mu\text{m}$ y $151.12\mu\text{m}$ respectivamente, determina que los valores son superiores a los aceptados por la literatura. No obstante, los valores medios se encuentran dentro del rango aceptado clínicamente.

En el estudio de Caparroso, Marín y Echavarría (2011) se determinó que las copias metálicas presentaron mejor adaptación marginal que las copias de zirconia elaboradas mediante el sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona). Este resultado coincide con el obtenido en el presente estudio entre los grupos CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) y el grupo control de copias metálicas. El estudio realizado por Bidhl (2005) demostró que no existen diferencias significativas en la precisión marginal entre los sistemas CAD/CAM y la técnica convencional

de cofias metálicas. Esta afirmación es cierta en el presente estudio entre los grupos CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn) y el grupo control de cofias metálicas. Sin embargo, existen diferencias estadísticamente significativas entre los grupos Cerec InLab (Sirona) y el grupo control. Reich et al (2005) establecieron que la discrepancia marginal obtenida para el sistema Cerec InLab (Sirona) fue similar a la obtenida en la cofias metálicas. Este resultado no concuerda con los datos obtenidos en el estudio para el mismo sistema (Cerec InLab (Sirona)) pero sí coincide para el sistema CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn). El estudio realizado por Biscaro et al (2013) determinó que la elaboración de coronas unitarias de zirconia mediante sistemas CAD/CAM presentan precisión marginal aceptable en comparación con coronas convencionales de metal-cerámica. En el estudio, los valores medios de discrepancia marginal absoluta y espesor marginal se encuentran dentro de los valores aceptados por la literatura ($120\mu\text{m}$), por tanto representan sistemas fiables para la elaboración de cofias de zirconia. Cabe destacar que el sistema CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn) no presenta diferencias estadísticamente significativas con el grupo control de cofias metálicas, por tanto es más recomendable para la sustitución de la técnica convencional.

El estudio de Vojdani et al (2013) estableció que las coronas metal-porcelana elaboradas mediante una técnica convencional presentaron mejor precisión marginal que las fabricadas mediante el sistema CAD/CAM. Esta referencia es cierta entre los sistemas Cerec InLab (Sirona) y grupo control de cofias metálicas. Sin embargo, puesto que el sistema CAD/CAM Zirkozahn (Zirkozahn) presentó la mejor precisión marginal, la referencia del estudio de Vojdani et al no es aplicable para este caso.

En cuanto al análisis de las discrepancias horizontales, verticales y absolutas, cabe destacar que en el estudio, la discrepancia absoluta obtenida en todos los sistemas presentó un

rango medio entre 38.71 y 92.13 μm , con un valor medio de 63.22 μm . Estos resultados presentan similitud con el análisis de Holmes et al (1989) (discrepancias horizontales, verticales y absolutas) realizado en el estudio de Komine et al (2005), donde la discrepancia marginal absoluta media de sistemas CAD/CAM va de 87 a 113 μm . En el presente estudio, la discrepancia absoluta máxima es menor que la obtenida por Komine et al (2005). Reich et al (2008) obtuvieron una discrepancia marginal media de 91 μm y Tinschert et al (2001) de 71 μm . En los dos estudios, los valores medios máximos de discrepancia absoluta fueron también superiores a los obtenidos en el presente estudio.

Es importante mencionar que el sistema CAD/CAM Zirkozahn resultó ser el más preciso de todos los sistemas analizados. No es posible hacer la misma referencia con el otro sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona) puesto que éste fue el menos preciso en la elaboración de copias de zirconia y presentó diferencias estadísticamente significativas al ser evaluado con el grupo control.

En cuanto a las limitaciones del estudio, se puede determinar la sensibilidad de la técnica de replica relacionada con la estabilidad de las siliconas de adición. En el estudio, se empleó un solo contenedor en el cual se colocó la silicona pesada para estabilizar la silicona liviana presente en el muñón. Pudieron existir errores relacionados a la contracción de polimerización de las siliconas, sin embargo fueron mínimos debido a la estabilidad dimensional de las siliconas empleadas y su precisión en la copia de detalles. Cabe destacar que la silicona liviana utilizada en el estudio (Elite HD+ Zhermack, Italia) tiene una variación dimensional menor al 0.20% después de 24 horas. La técnica de dos pasos empleada permite una reducción en la contracción de polimerización comparada con la obtenida mediante una técnica de un solo paso, donde existe mayor cantidad de material disponible para la

contracción. En general, los valores medidos de discrepancia marginal representados por el espesor de la silicona son menores a los valores reales puesto que los polímeros de las siliconas de adición se contraen al ligarlos con la silicona pesada, ya que las cadenas ocupan menos volumen, produciendo una reducción en la longitud del enlace. Otra desventaja de la técnica es que únicamente se pueden obtener valores en dos dimensiones. No obstante, varios autores (Komine et al., 2005; Reich et al., 2005; Kohorst et al., 2009; Kohorst et al., 2011) revelan alta veracidad y validez de la técnica de replica.

El presente estudio únicamente evaluó la precisión marginal mediante la discrepancia marginal absoluta y el espesor marginal. No se evaluaron valores de ajuste interno para cada cofia, importantes para un análisis completo de ajuste de las cofias.

La observación de las muestras bajo el microscopio estereoscópico permite un aumento adecuado (50x) para el análisis de la discrepancia marginal, presentando imágenes apropiadas para realizar mediciones, siendo este método empleado por varios autores (Komine et al., 2005; Reich et al., 2005; Kohorst et al., 2009 y 2011; Martínez y Rodríguez, 2010; Beuer et al., 2010; Caparroso, Marín y Echavarraría, 2011; Torabi et al., 2012; Euán et al., 2012; Park et al., 2012; Vojdani et al., 2013; Biscaro et al., 2013).

Puede resultar complicado comparar el presente estudio con otros estudios relacionados debido a las diferentes técnicas (técnica de replica o cortes cross-seccionales), variables de control empleadas (varios muñones de tallado), sistemas CAD/CAM utilizados, criterios valorados, entre otros.

El estudio empleó un modelo maestro de Cr-Co que permitió tener controlada la variable de la preparación del muñón, que fue la misma para todas las cofias. Sin embargo, el

material no provee de información real sobre la microestructura de los dientes y su comportamiento con las cofias después del tallado.

Se decidió tomar como referencias el espesor marginal y la discrepancia marginal absoluta puesto que permiten obtener la mayor medida de error, así como también la imprecisión total de cada cofia. Se analizaron únicamente cuatro puntos representativos de cada cofia, sin realizar una evaluación global a nivel del margen.

En el presente estudio, se tomó un único operador como variable controlada. Sin embargo, la influencia del operador podría explicar las diferencias estadísticamente significativas entre los dos sistemas CAD/CAM analizados. Debido a la influencia del operador en la precisión marginal resultante de los sistemas, se sugiere el análisis de esta variable.

6. Conclusiones

Bajo las condiciones sobre las que se realizó este estudio *in vitro*, se concluye que:

- El sistema CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn) presentó menor discrepancia marginal absoluta y espesor marginal, seguido por el grupo control de cofias metálicas, sin diferencias estadísticamente significativas entre estos grupos.
- El sistema que presentó mayor discrepancia marginal absoluta y espesor marginal fue el sistema CAD/CAM Cerec InLab (Sirona), con diferencias estadísticamente significativas con todos los sistemas analizados.
- La hipótesis del estudio se acepta parcialmente puesto que de los dos sistemas analizados, el sistema CAD/CAM Zirkonzahn cumplió con el postulado establecido mientras que el sistema Cerec InLab (Sirona), siendo un sistema CAD/CAM, presentó

la mayor discrepancia marginal media en relación al sistema pantográfico Zirkograph 025 ECO (Zirkonzahn).

- La precisión marginal de las restauraciones elaboradas mediante sistemas CAD/CAM depende de los sistemas de fabricación y los procesos de elaboración de cada uno.
- Los sistemas CAD/CAM presentan una precisión marginal media aceptable en cofias de zirconia, por tanto pueden ser considerados como una alternativa fiable a las restauraciones convencionales de metal-cerámica.
- En todos los casos, los valores medios de discrepancia absoluta y espesor marginal son menores a $120\mu\text{m}$, por tanto son clínicamente aceptables.

7. Recomendaciones

Es posible destacar que el tamaño de la muestra fue pequeño, por lo que se recomienda ampliar el estudio con un mayor número de especímenes para obtener resultados con mayor precisión y veracidad.

Se sugiere emplear cubetas o contenedores individuales para cada cofia de manera que no existan errores por la contracción de polimerización de las siliconas de adición, pudiendo ser este proceso más estable al dejar la silicona pesada sin desmontar del contenedor.

Se recomienda ampliar el estudio con técnicas de cementación (cross-seccionales) con el objetivo de reducir los errores por la contracción de polimerización de las siliconas en la técnica de réplica. Sin embargo, se sugiere realizar las dos técnicas puesto que en el técnica de cementación, los valores pueden ser mayores debido al espacio que ocupa el agente cementante.

Es importante determinar que el espacio del cemento aumenta la discrepancia marginal, por tanto un estudio *in vitro* empleando las dos técnicas puede presentar diferencias en comparación con estudios *in vivo*. Se recomienda por tanto realizar estudios *in vivo*. Además, de esta manera es posible observar el comportamiento entre las cofias y la microestructura real de los tejidos duros dentales después del tallado y la cementación.

Se recomienda emplear un microscopio electrónico de barrido (análisis SEM) para evaluar cualitativamente la discrepancia marginal de todos los sistemas analizados.

Se sugiere tomar una mayor cantidad de puntos de análisis para obtener valores de discrepancia marginal con mayor veracidad. Se recomienda también evaluar el ajuste interno de cada cofia.

Las cofias empleadas en el estudio no presentaron ningún ajuste previo antes de ser evaluadas. Se podría incluir la adaptación y pulido como procesos complementarios sugeridos en estudios similares.

Se podría ampliar el estudio incluyendo un análisis de la influencia del operador, variable que no formó parte del presente estudio. Cabe destacar que la influencia del operador podría explicar las diferencias estadísticamente significativas obtenidas entre los dos sistemas CAD/CAM.

8. Referencias

- Almeida e Silva, J. et al. (2014). Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression. *Clinical Oral Investigations*, 18(2), 515-523.
- Alghazzawi, T. et al. (2012). Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 21(5), 363-369.
- Anadioti, E. (2013). Internal and marginal fit of pressed and cad lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *Master's thesis, University of Iowa*, 2013. <http://ir.uiowa.edu/etd/2435>
- Askeland, D. & Wright, W. (2013). *Essentials of materials science & engineering*. 3th Ed. Stamford: Cengage Learning.
- Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of all ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 93(4), 346-55.
- Beuer, F. et al. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505-511.
- Beuer, F. et al. (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dental Materials*, 25, 94-102.
- Beuer, F. et al. (2010). Marginal and internal fit of zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clinical Cosmetic and Investigational Dentistry*, 2,5 -11.
- Bindl, A. & Mormann, W. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32, 441-447.

- Birnbaum, N. & Aaronson, H. (2008). Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29(8), 494-505.
- Biscaro, L. et al., (2013). An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *Journal of Prosthodontics*, (22), 36-41.
- Borba, M. et al. (2013). Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res*, 27(5), 396-402.
- Casucci, A. et al. (2010). Morfological analysis of three zirconium oxide ceramics: effect of surface treatments. *Dental Materials*, 26(8), 751-760.
- Caparoso, C., Marín, D. y Echavarría, A. (2011). Adaptación marginal y ajuste interno en estructuras de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera y Cerec InLab. *Rev Fac Odontol Univ Antoq*, 22(2), 186-197.
- Christensen, G. (2009). Porcelain-fused-to-metal versus zirconia-based restorations, 2009. *JADA*, 140:1039-1039.
- Donovan, T. & Swift, E. (2009). Porcelain-fused-to-metal (PFM) alternatives. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*, 21(1), 4-6.
- Echeverri Palomino, D. y Garzón Rayo, H. (2013). Cementación de estructuras para prótesis parcial fija en zirconia. *Revista Facultad de Odontología Universidad de Antioquia*, 24(2), 321-335.
- Eroglu, Z. Et al. (2013). Fatigue behavior of zirconia-ceramic, galvano-ceramic, and porcelain fused-to-metal fixed partial dentures. *Journal of Prosthodontics*, 22(7), 516-522.

- Euán, R. et al. (2012). Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *Journal of Prosthodontics*, (21), 291-295.
- Elsaka, S. (2013). Influence of surface treatments on the surface properties of different zirconia cores and adhesion of zirconia-veneering ceramic systems. *Dental Materials*, 29(10), 239-251.
- Farid, F. et al. (2012). In vitro evaluation of the effect of core thickness and fabrication stages on the marginal accuracy of an all-ceramic system. *Journal of Dentistry*, 9(3), 188-194.
- Griffin, J. (2013). Combining monolithic zirconia crowns, digital impressioning, and regenerative cement for a predictable restorative alternative to PFM. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(3), 212-222.
- Grenade, C., Mainjot, A. & Vanheusden, A. (2011). Fit of single tooth copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent*, 105, 249-255.
- Haifeng, X. et al. (2013). In vitro short-term bonding performance of zirconia treated with etching and primer conditioning. *Dental Materials Journal*, 32(6), 928-938.
- Heintze, S. (2007). Systematic reviews: I. The correlation between laboratory test on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent*, 9, 77-106.
- Heintze, S. & Rousson, V. (2010). Survival of zirconia and metal supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6), 493-502.
- Holmes, JR. et al. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 62, 405-408.

- Kohorst, P., Brinkmann, H., Jiang, L., Borchers, L., & Stiesch, M. (2009). Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *European Journal Of Oral Sciences*, *117*(3), 319-325. doi:10.1111/j.1600-0722.2009.00622.x
- Kohorst, P. et al. (2011). Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Invest*, *1*, 527–536.
- Komine, F., Blatz, M. & Matsumura, H. (2010). Current status of zirconia-based fixed restorations. *Journal of Oral Science*, *52*(4), 531-539.
- Komine, F. et al. (2005). Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontol Scand*, *63*, 361-366.
- Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater*, *26*(5), 659-664.
- Lawson, n. & Burgess, J. (2014). Dental Ceramics: a current review. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, *35*(3), 161-166.
- Lazereta, A. (2009). Extreme Class II full arch zirconia implant bridge. *Australasian Dental Practice*, 170-174.
- Manicone, P., Iommetti, P. & Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*, *35*, 819-826.
- Martínez, J. y Rodríguez, D. (2010). Comparación de la desadaptación marginal de cofias de zirconio (Y-TZP) realizadas con dos sistemas diferentes: CAD/CAM (Cerec) y pantográfico (Zirkonzahn), mediante estereomicroscopio. *Rev Odontos*, *12*(35), 8-22.

- McLaren, E., Giordano, I., Russell, A. (2005). Zirconia-based ceramics: material properties, esthetics, and layering techniques of a new veneering porcelain, VM9. *Quintessence of Dental Technology*, 28, 99-111.
- McLean, JW. & Von Fraunhofer, JA. (1971). The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131, 107-111.
- Mejía Bravo, R. et al. (2014). Evaluación ex vivo de la retención de estructuras en zirconia ytria de Procera con diferentes cementos. *Revista Facultad Odontológica Universidad de Antioquia*, 26(1), 44-61.
- Miyazaki, T. & Hotta, Y. (2011). CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Australian Dental Journal*, 56(1), 97-106.
- Montagna, F. y Barbesi, M. (2013). *Cerámicas, zirconio y CAD/CAM*. Caracas: Amolca.
- Nakamura, T. et al. (2000). In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores on all ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 13(3), 189-193.
- Ozer, F. et al. (2014). A retrospective survey on long-term survival of posterior zirconia and porcelain-fused-to-metal crowns in private practice. *Quintessence Internacional*, 45(1), 31-38.
- Ozkurt, Z. et al. (2010). Clinical success of zirconia in dental appliances. *Journal of Prosthodontics*, 19, 64-68.
- Quinn, J. et al. (2010). Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dental Materials*, 26(1), 13-10.
- Polido, W. (2010). Digital impressions and handling of digital models: the future of dentistry. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 15(5), 18-22.

- Renne, W. (2014). Chairside CAD/CAM technology: a positive “disruption” in dentistry. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 35(2), 126-127.
- Reich, S. et al. (2005). Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci*, 113, 174-179.
- Roberson, T. et al. (2006). *Sturdevant’s art and science of operative dentistry*. 5th. Ed. Philadelphia: Elsevier.
- Rothbrust, F. (2006). IPS e.max ZirCAD óxido de zirconio “oro blanco”. *Report Investigación y desarrollo Ivoclar Vivadent AG*, 17, 17-24.
- Roulet, J. & Foser, H. (2006). Reparación y revision de las restauraciones totalmente cerámicas (reparación y fabricación de nuevas restauraciones) particularmente de las restauraciones con óxido de zirconio en la práctica dental. Report Investigación y desarrollo *Ivoclar Vivadent AG*, 16, 38-41.
- Santamaría, Y., Aldana, K. y Martín, J. (2009). Comparación de la adaptación marginal e interna de las coronas fabricadas con tres sistemas totalmente cerámicos. *Institución Universitaria Colegios de Colombia* (2009).
- Seelbach, P. et al. (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical Oral Investigations*, 17(7), 1759-1764.
- Segal, K. & Bida, L. (2013). Zirconia-a promising alternative to metals in dentistry. *Indian Journal of Dental Sciences*, 5(2), 145-148.
- Sevuk, C. et al. (2002). Copy-milled all-ceramic restorations: Case reports. *Restorative Dentistry*, 33(5), 353-357.
- Sriamporn, T. et al. (2014). Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid. *Dental Materials Journal*, 33(1), 79-85.

- Stappert, C. et al. (2005). Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *British Dental Journal*, 199(12), 779-783.
- Stawarczyk, B. et al. (2013). The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Invest*, 17, 269-274.
- Tannamala, P. et al. (2013). Evaluation of marginal gap of Ni-Cr copings made with conventional and accelerated casting techniques. *Indian Journal of Dental Research*, 24(1).
- Tinschert, J. et al. (2001). Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*, 26, 367-374.
- Torabi Ardekani, K. et al. (2012). Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *JODDD*, 6(2), 42-48.
- Ural, C. et al. (2010). In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence International*, 41(7), 585- 590.
- Vagkopoulou, T. et al. (2009). Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming ceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2), 130-151.
- Vojdani, M. et al. (2013). Comparison the marginal and internal fit of metal copings cast from wax patterns fabricated by CAD/CAM and conventional wax up techniques. *J Dent Shiraz Univ Med Sci*, 14(3), 118-129.

9. Anexos

9.1 Anexo 1. Carta de calibración del dispositivo de fuerza constante.

 GOBIERNO NACIONAL DE LA REPÚBLICA DEL ECUADOR	SERVICIO ECUATORIANO DE NORMALIZACIÓN	
LNM 20140722		
Distrito Metropolitano de Quito,		
Señorita María José Jiménez Av. Shyris 1900 y Zuriago Telef. 0993376002 Ciudad		
		Laboratorio Nacional de Metrología, LNM Valle de los Chillos Telef: 343-358/379/716 Tele-Fax : 344-394
DESPACHADO 05 AGO 2014		
Su Referencia:	Of. s/n	2014-05-22
<p>De nuestra consideración:</p> <p>Atendiendo su pedido, técnicos de este Instituto realizaron en los Laboratorios del INEN, la determinación de masa de 1 (un) contrapeso.</p> <p>Adjunto encontrará el Informe Técnico No. LNM-M-2014-218.</p> <p>Atentamente,</p> <div style="text-align: center;">  Ing. Laura González DIRECTORA TÉCNICA DE METROLOGÍA </div> <p>“CONFIANZA INTERNACIONAL EN LAS MEDICIONES REALIZADAS POR EL LABORATORIO NACIONAL DE MASA DEL INEN, El Laboratorio de Masa del INEN obtuvo el Reconocimiento Internacional de sus Capacidades de Medición y Calibración, lo que significa que los Certificados de Calibración emitidos por este Laboratorio son reconocidos por todos los países del mundo cuyos Institutos Nacionales de Metrología son asociados a los diferentes Organismos Regionales de Metrología, el logro alcanzado demuestra su competencia Técnica que está basada en el cumplimiento de los requisitos establecidos en la Norma Técnica Internacional ISO / IEC 17 025: 2005.</p> <p>Sus Capacidades de Medición y Calibración, CMCs, se encuentran registradas en el Apéndice C de la Oficina Internacional de Pesas y Medidas, BIPM desde el 16 de septiembre del 2011.</p> <p>Alcance : Rango de 1 mg a 1 kg para una Clase de Exactitud OIML E2 “</p>		
<small>QUITO: Baquerizo Moreno E8-29 y Diego de Almagro / Casilla 17-01-3999 / PBX: (593-02) 2501885 al 891 / Fax: ext.: 9 LABORATORIOS INEN: Autopista "Gral. Rumiñahui" Puente 5 / Teléfonos: (593-02) 2343379 / 2343358 / 2344394 / Fax: ext.: 9 http://www.normalizacion.gob.ec</small>		

9.2 Anexo 2. Certificado de calibración de dispositivo de fuerza constante.



Baquerizo Moreno E8-29
Tel. 2501-885 al 2501-891
E-mail: aortiz@inen.gov.ec

**SERVICIO ECUATORIANO DE NORMALIZACIÓN
LABORATORIO NACIONAL DE METROLOGÍA (L.N.M.)**



Aut. General Rumiñahui
Puente No.5
Telfax. 2344394/2343-716/2343-379
e-mail: inenlaboratorios@inen.gov.ec

INFORME TÉCNICO DE CALIBRACIÓN N0. LNM-M-2014-218

FECHA DE CALIBRACIÓN: 2014-07-16

IDENTIFICACIÓN DEL CLIENTE

Propietario: Srta. María José Jiménez Suárez
Dirección: Quito, Av. Shyris 1900 y El Zuriago

IDENTIFICACIÓN DE LOS CONTRAPESOS

Marca: ***** Serie: *****
Modelo: ***** Observaciones: Los contrapesos se encuentran en una funda plástica identificada como: MJ-M-14-226

PATRONES/EQUIPOS Y DOCUMENTOS DE REFERENCIA

PATRONES: *****
EQUIPOS: Balanza METTLER TOLEDO modelo XP10003S

CONDICIONES AMBIENTALES

TEMPERATURA: (20 ± 3) °C PRESIÓN ATMOSFÉRICA: (733 a 747) hPa HUMEDAD RELATIVA: (50 ± 10) %

RESULTADOS OBTENIDOS: TABLA DE CALIBRACIÓN

No.	IDENTIFICACIÓN/ CÓDIGO	VALOR NOMINAL (g)	MASA CONVENCIONAL vs. 8 g/cm ³ (g)	INCERTIDUMBRE DE MEDIDA k = 2 (±g)
1	*****	5 000 g	5 106,76	0,08

Calibrado por: *Raúl Hidalgo*
Técnico de Lab.: Sr. Raúl Hidalgo
Aprobado por: *Laura González*
Ing. Laura González

OBSERVACIONES: Los dos dispositivos (contrapesos) constituyen un solo cuerpo por lo tanto se determinó el peso total de las dos piezas

El presente Informe Técnico certifica los valores obtenidos expresados como los resultados de las calibraciones y no constituye un certificado de aptitud para el uso del patrón, instrumento o equipo.
*Este Informe Técnico no significa certificación de calidad y no debe ser usado con fines publicitarios. Prohibida su reproducción parcial, la reproducción total deberá hacerse con la autorización escrita de la Dirección Ejecutiva y relaciona únicamente al instrumento arriba descrito al momento del ensayo.

Calibración de instrumentos que miden, masa, longitud, volumen, presión, fuerza, Temperatura y humedad

Laura González
Ing. Laura González
DIRECTORA TÉCNICA DE METROLOGÍA

9.3 Anexo 3. Carta de solicitud para utilización de microscopio estereoscópico.


 ODONTOLOGÍA
 UNIVERSIDAD
 SAN FRANCISCO DE QUITO

Quito a, 08 de septiembre de 2014

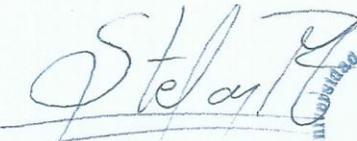
Señor Ing.
 Carlos Díaz
 Jefe de Laboratorio de Metalografía, desgaste y falla
 ESCUELA POLITECNICA NACIONAL
 Presente

De nuestras consideraciones:

Por medio de la presente le saludamos atentamente y le solicitamos nos autorice la utilización del microscopio estereoscópico para la realización de la parte experimental de la tesis de pregrado de María José Jiménez, alumna de la Facultad de Odontología de la Universidad San Francisco de Quito. El tema de tesis es: *Evaluación de la precisión del sellado marginal en coronas unitarias con cofias de zirconia elaboradas empleando el sistema CAD/CAM Cerec In-lab y CAD/CAM Zirkozahn en comparación con la precisión marginal de coronas unitarias de zirconia elaboradas con el sistema pantográfico Zirkozahn*. Para esto, requerimos de la medición de la precisión marginal y ajuste interno de 40 muestras elaboradas en polivinilsiloxano para ser observadas en el microscopio estereoscópico a un aumento de 50x.

Por la atención que se digne dar a la presente anticipamos nuestros agradecimientos.

Atentamente,



 Dra. Estefanía Rodríguez
 Rehabilitadora Oral
 Directora de Tesis


 María José Jiménez
 Alumna pregrado

9.4 Anexo 4. Certificado de mediciones realizadas en el microcopio estereoscopio.

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
LABORATORIO DE METALOGRAFÍA,
DESGASTE Y FALLA

Quito, 23 de Septiembre del 2014

CERTIFICADO

A petición de la Srta. María José Jiménez Suárez; portadora de la C.I 1714814413, certifico que las fotografías y valores de medición obtenidos fueron realizados en el Microscopio Estereoscópico MEIJI EMZ 13-TR perteneciente al Laboratorio de Metalografía, Desgaste y Falla de la Escuela Politécnica Nacional. Por lo cual autorizo hacer uso del presente certificado de acuerdo a su mejor conveniencia.

Atentamente

Ing. Carlos Díaz, MSc.
Jefe del Laboratorio de Metalografía,
Desgaste y Falla

