

**CENTRO DE CIENCIAS DE LA SALUD
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA
MAESTRÍA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS
ÁREA REHABILITACIÓN BUCAL**

**EVALUACIÓN DEL SELLADO MARGINAL POR MICROSCOPIA
ELECTRÓNICA DE BARRIDO DEL SISTEMA CAD/CAM vs PATRÓN DE CERA
MANUAL**

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE MAESTRÍA

PRESENTA

M.E. ALÁN SEPÚLVEDA RODRÍGUEZ

TUTOR

M.C.O. LIZBETH DÍAZ ALFARO

CO-TUTORES

DR. C.O. DAVID MASUOKA ITO

M.C.O. ENRIQUE REYES VELA

DRA. MÓNICA MILANO NAVARRO

DRA. PALOMA REYNOSO LÓPEZ

DR. FELIPE GUERRERO MARTÍNEZ

AGUASCALIENTES, AGS., NOVIEMBRE DE 2010

Aguascalientes, Ags. a 19 de Octubre de 2010

DR. ARMANDO SANTACRUZ TORRES
Decano del Centro de Ciencias de la Salud
PRESENTE

Por medio de la presente le informo que habiendo cumplido formalmente con el artículo 105-J y con los con fundamentos en el artículo 105-G, Fracción VII del Reglamento General de Docencia de la Universidad Autónoma de Aguascalientes, hago constar que el trabajo de tesis denominado:

“Evaluación del sellado marginal por Microscopia Electrónica de Barrido del sistema CAD/CAM vs patrón de cera manual”

Desarrollado por el M.E. Alán Sepúlveda Rodríguez, pasante de la Maestría en Ciencias Biomédicas del Área de Rehabilitación Bucal, cumple satisfactoriamente con los requisitos vigentes, por lo que cuenta con mi consentimiento y apoyo para que sea presentado y defendido en el examen de titulación para la obtención del grado académico.

Sin más por el momento me despido de usted, agradeciendo de antemano sus atenciones, y no sin antes enviarle un afectuoso saludo.

ATENTAMENTE



M.C.O. LIZBETH DÍAZ ALFARO
Tutor Académico

c.c.p. M.E. Alán Sepúlveda Rodríguez, Pasante de la Maestría en Ciencias Biomédicas en el Área de Rehabilitación Bucal
c.c.p. M.C.O. Enrique Reyes Vela, Coordinador de la Maestría en Ciencias Biomédicas en el Área de Rehabilitación Bucal
c.c.p. Dr. Uriel González Díaz, Jefe del Depto. De Estomatología
c.c.p. M.C.O. Jaime Bernal Escalante, Secretario Técnico de la Maestría en Ciencias Biomédicas
c.c.p. Archivo



UNIVERSIDAD AUTONOMA DE AGUASCALIENTES



UNIVERSIDAD AUTONOMA DE AGUASCALIENTES
Comemoración del Bicentenario del inicio de la Independencia de y del Centenario de la Revolución Mexicana

**DR. ARMANDO SANTACRUZ TORRES
DECANO DEL CENTRO DE CIENCIAS DE LA SALUD
PRESENTE**

Por medio de la presente hacemos de su conocimiento que ha sido evaluado el trabajo de tesis titulado:

"Evaluación del sellado marginal por microscopía electrónica de barrido del sistema CAD/CAM vs. patrón de cera manual."

Que presenta el pasante **Alan Sepúlveda Rodríguez**, para obtener el grado de Maestría en Ciencias Biomédicas: Área Rehabilitación Bucal, generación 2008-2010, se informa que el trabajo incorpora los elementos teóricos y metodológicos requeridos, así como la presentación formal de acuerdo a los requisitos solicitados.

Por lo anterior, se hace del conocimiento que el presente documento se encuentra **liberado** por parte del consejo académico del programa de posgrado para proceder a lo conveniente para realizar los trámites de titulación.

Sin otro particular por el momento nos despedimos enviando a usted un cordial saludo.

**ATENTAMENTE
"SE LUMEN PROFERRE"
Aguascalientes, Ags. 1 de Noviembre 2010.**

**MCO. JAIME BERNAL ESCALANTE
SECRETARIO TÉCNICO DEL CONSEJO ACADÉMICO
DE LA MAESTRÍA EN CIENCIAS BIOMEDICAS**

**MCO. ENRIQUE REYES VELA
COORDINADOR DEL ÁREA
REHABILITACIÓN BUCAL**

**MCO. SERGIO RAMÍREZ GONZÁLEZ
INTEGRANTE DEL CONSEJO ACADÉMICO
MAESTRÍA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS**

ccp. Dr. Alan Sepúlveda Rodríguez/ Pasante de la Maestría en Ciencias Biomédicas
ccp. M.CO. Lizbeth Díaz Alfaro / Tutor de Trabajo de Tesis
ccp. Archivo.

**C. ALAN SEPÚLVEDA RODRÍGUEZ
PASANTE DE LA MAestrÍA EN CIENCIAS BIOMÉDICAS
ÁREA REHABILITACIÓN BUCAL
PRESENTE**

Por medio de la presente se le informa que en cumplimiento de lo establecido en el Reglamento General de Docencia en el Capítulo XVI y una vez que su trabajo de tesis titulado:

*"EVALUACIÓN DEL SELLADO MARGINAL POR MICROSCOPIA
ELECTRÓNICA DE BARRIDO DEL SISTEMA CAD/CAM VS. PATRÓN DE CERA
MANUAL"*

Ha sido revisado y aprobado por su tutor y consejo académico, se autoriza continuar con los trámites de titulación para obtener el grado de Maestría en Ciencias Biomédicas Área Rehabilitación Bucal

Sin otro particular por el momento me despido enviando a usted un cordial saludo.

**ATENTAMENTE
"SE LUMEN PROFERRE"
Aguascalientes, Ags. 3 de Noviembre 2010.**


**DR. ARMANDO SANTACRUZ TORRES
DECANO DEL CENTRO DE CIENCIAS DE LA SALUD**

ccp. C.P. Ma. Esther Rangel Jiménez/ Jefe de Departamento de Control Escolar
ccp. Archivo.

AGRADECIMIENTOS

A *Dios* quien me dio todo.

A mis Padres, por estar cerca de mí y juntos llegar a esta meta tan importante en mi vida, gracias por sus enseñanzas, paciencia, entrega, apoyo y sobre todo:

Amor.

A mi hermana y su hermosa familia Sergio, Sergio Jr. y Santiago, por su aliento y apoyo.

A Aurea Astrid por estar a mi lado incondicionalmente, por su dedicación, comprensión y amor. Al igual agradezco grandemente a su bella familia por todo el apoyo recibido.

A mis Maestros:

Dra. Lizbeth Díaz Alfaro por sus enseñanzas y apoyo durante la maestría.

Dra. Paloma Reynoso López por su preocupación, paciencia y gran dedicación.

Dra. Mónica Milano Navarro por su lealtad y entrega.

Dr. Enrique Reyes Vela por su gran compromiso y entrega a esta maestría.

Dr. David Masuoka Ito por sus consejos y su gran actitud.

Dr. Iván Durán Torres por su enorme disposición y apoyo.

Dr. César Gaitán Fonseca por su gran apoyo y tiempo.

Dr. Manuel de Jesús González de Santiago por sus conocimientos y atención.

Dr. Ramón Vega Rodríguez por su tiempo y dedicación.

Dr. Felipe Guerrero Martínez por su disposición y gran ayuda.

P.D. Jesús Roberto Grajeda Díaz por su incondicional apoyo.

A todos muchas *GRACIAS* por demostrarme su amistad.

Mi más sincero y entero agradecimiento.

DEDICATORIA

El presente trabajo lo dedico, enteramente de todo corazón, en memoria de un ser querido muy humano, esforzado y valiente, a mi primo hermano y más que primo, mi hermano.

Martín Iván Sepúlveda Espino †



RESUMEN

Introducción: El mayor fracaso de una prótesis dental fija es el mal ajuste y sellado marginal ocasionando retención de placa dentobacteriana, caries recidivante, lesiones al periodonto e incluso llegar hasta la extracción. Para evitar estas complicaciones se debe tener una técnica de fabricación de patrones que genere una interfase del menor tamaño posible. La técnica clásica ha sido el encerado manual, posteriormente surgió la técnica por sumersión y ahora en la actualidad el CAD/CAM.

Objetivo: Evaluación por Microscopia Electrónica de Barrido del sellado marginal de cofias metálicas elaboradas con patrón de cera manual, técnica de sumersión y sistema CAD/CAM sobre un dado maestro midiendo la interfase entre la preparación protésica dental y la cofia.

Metodología: Se fabricó un dado maestro sobre el que se realizaron patrones con diferentes técnicas: Grupo A Encerado manual, Grupo B Sumersión y Grupo C CAD/CAM. La interfase de las cofias sobre el dado maestro fue analizada en el Microscopio Electrónico de Barrido a tres diferentes aumentos: 190, 500 y 1200x.

Resultados: Se analizó la interfase en micrómetros de noventa cofias metálicas níquel-cromo sobre el dado maestro con el Microscopio Electrónico de Barrido. Los valores estadísticos obtenidos por medio de la prueba de Kruskal-Wallis se demostró que no existe diferencia estadísticamente significativa entre las tres técnicas ($p>0.001$).

Conclusiones: En el tamaño de la interfase de las tres técnicas no existe diferencia estadísticamente significativa.

Palabras clave: sellado marginal, CAD/CAM, cofias metálicas, estructura metálica, encerado, patrón de cera

ÍNDICE DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN.....	1
2.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	2
3.	JUSTIFICACIÓN.....	3
4.	MARCO TEÓRICO.....	4
	4.1 Prótesis dental.....	4
	4.2 Materiales de fabricación.....	7
	4.3 Revisión sobre el níquel y la práctica odontológica.....	8
	4.4 Técnicas de fabricación de coronas.....	8
	4.5 CAD/CAM.....	10
	4.6 Sistema CEREC.....	12
	4.7 Importancia clínica de la prótesis fija.....	13
5.	OBJETIVO.....	21
6.	HIPÓTESIS.....	21
7.	METODOLOGÍA.....	22
	7.1 Lugar de realización.....	22
	7.2 Diseño de estudio.....	22
	7.3 Población de estudio.....	22
	7.4 Grupos de estudio.....	22
	7.5 Grupos experimentales.....	23
	7.6 Variables.....	23
	7.7 Materiales y métodos.....	25
8.	RESULTADOS.....	31
	8.1 Fotografías obtenidas del MEB.....	34
9.	DISCUSIÓN.....	38
10.	CONCLUSIONES.....	42
11.	ANEXOS.....	43
	Anexo 1. Elaboración del dado maestro.....	43
	Anexo 2. Fabricación de patrones de cera por técnica de encerado manual.....	46

Anexo 3. Fabricación de patrones de cera por técnica de sumersión.....	47
Anexo 4. Fabricación de patrones de polímero acrilato por técnica CAD/CAM.....	48
Anexo 5. Proceso de cera perdida (vaciado de metal).....	51
12. BIBLIOGRAFÍA.....	55



1. INTRODUCCIÓN

La cavidad bucal forma parte de la salud sistémica del paciente, si sus componentes se ven alterados, tendrá repercusiones locales y sistémicas. Estas alteraciones pueden ser caries, dolor o traumatismo que producen la pérdida de órganos dentales. Las alternativas de tratamiento son la colocación de rehabilitaciones protésicas fijas o removibles y colocación de implantes dentales.

La finalidad de la sustitución de un órgano dentario es recuperar la funcionalidad y estética del sistema estomatognático. El reemplazo de la corona clínica se puede realizar con diferentes tipos de materiales como metálicos, cerámicos o una combinación de ambos. Las técnicas para la fabricación de una corona constan de un proceso seriado que debe no ser modificado, cualquier cambio en el proceso puede cambiar el diseño, ajuste, forma y tamaño de la prótesis ocasionando que la cofia no selle correctamente sobre el órgano dental preparado protésicamente.

Existen diferentes métodos para la elaboración de la corona, entre los más importantes están el encerado manual, encerado por sumersión, encerado con espátula eléctrica y actualmente el sistema CAD/CAM (Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing). La técnica de encerado manual fue adaptada para la práctica odontológica siendo la primer técnica enfocada a la elaboración de prótesis dentales siendo la más usada, ofreciendo sellados marginales óptimos, sin embargo en la actualidad el sistema CAD/CAM es una novedosa alternativa, en sus características permite un adecuado sellado marginal dando mejor éxito clínico en un largo plazo.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la rehabilitación bucal se usa en gran mayoría la prótesis parcial fija en donde se emplean diferentes materiales para el reemplazo de la estructura dental perdida o para modificar la anatomía dental. Muchas investigaciones hablan acerca del sellado que proporcionan éstos materiales, refiriéndonos al espacio o interfase existente entre la preparación protésica dental y la superficie interna de la cofia o núcleo de la corona, siendo éste relevante debido a que de ello dependerá un buen pronóstico del tratamiento realizado, ya que si existiera un espacio muy abierto ocasionaría una capa muy gruesa del agente cementante pudiendo provocar una dilución del mismo, como también provocar sensibilidad a los cambios térmicos, retención de placa dentobacteriana, ocasionar lesiones cariosas o periodontales. La relevancia del problema se debe enfocar a tener un ajuste ideal de la corona sobre el órgano dental tallado protésicamente, para evitar la erosión del medio cementante o que se pueda producir lesiones al diente y/o al periodonto.

La magnitud del problema va enfocado a que las estructuras metálicas o cofias tienden a tener ciertas modificaciones en la zona del sellado marginal debido a que para su elaboración son sometidos a una serie de pasos, lo cual pueden generar alteraciones en la copia de la forma y diseño de la preparación protésica dental creando un mal ajuste. La naturaleza del problema y los factores asociados a este tema abarca desde una inadecuada conformación del muñón, una mala toma de impresión hasta la calidad y la técnica de vaciado y calibrado de la prótesis parcial fija. Los beneficios de los resultados de esta investigación son: determinar cuál técnica de encerado es más confiable debido a su mayor exactitud para poder garantizar un adecuado sellado, lo cual significa poder determinar que la prótesis parcial fija tendrá un pronóstico favorable a largo plazo.

3. JUSTIFICACIÓN

Es importante conocer las técnicas existentes para la elaboración de coronas metal porcelana, debido a que se debe obtener un excelente sellado marginal, si existiera un espacio mayor de $120\mu\text{m}$ el éxito de la restauración se comprometería en gran medida por riesgo a la dilución del agente cementante, retención de placa dentobacteriana, recidiva de caries e inflamación gingival, continuando con mayores complicaciones hasta la posible pérdida del órgano dental tratado. Se debe enfocar a tener un ajuste ideal de las coronas sobre el diente tallado protésicamente, independientemente del material utilizado, para evitar una posible erosión del medio cementante o que se pueda producir lesiones al diente y/o al periodonto.

Las estructuras metálicas o cofias tienden a tener ciertas modificaciones en la zona del sellado marginal debido a que para su elaboración son sometidos a una serie de pasos, que pueden generar alteraciones en la copia de la forma y diseño de la preparación protésica dental creando un mal sellado marginal. Para la fabricación de una corona, es necesario usar materiales que tengan una excelente estabilidad dimensional, ya que una deformación durante el proceso de elaboración de la misma, dará como resultado una prótesis mal ajustada y en consecuencia comprometiendo así el sellado marginal. Debido a las diferentes técnicas de elaboración de las prótesis fijas, es necesario determinar que método de laboratorio y sus materiales tienen mayor exactitud en el sellado marginal para evitar un desajuste posterior a la colocación de la prótesis fija.

4. MARCO TEÓRICO

4.1 Prótesis dental

Una prótesis dental, es un elemento artificial destinado a sustituir la anatomía de una o varias piezas dentarias, restaurando la relación entre los maxilares, estableciendo la dimensión vertical, y complementando la dentición natural como las estructuras periodontales (1).

El encargado de diseñar, elaborar y fabricar estos aparatos, es el técnico en prótesis dental, quien realiza su trabajo en un laboratorio dental recibiendo las indicaciones del odontólogo. El único objetivo del protésico no es sólo fabricar una prótesis, sino que busca devolver a la boca del paciente la funcionalidad perdida, desde la masticación y deglución hasta el habla y la correcta fonética. El protésico devolverá con su labor al paciente la salud bucal, mecánica, higiénica y confortable, así como la estética en boca y cara. Este objetivo es una búsqueda en conjunto ocurrida entre laboratorio y clínica, una labor en parte coordinada y lograda entre el dentista y el protésico, aunque el único encargado en su fabricación es el protésico, siendo por tanto un artículo personalizado y único diseñado en el laboratorio dental (2).

4.1.1 Objetivos de la prótesis fija

Los objetivos de la prótesis fija son:

- A. Funcionalidad
- B. Retención
- C. Soporte
- D. Estabilidad

A. Funcionalidad

Es el objetivo de mayor importancia en una prótesis, puesto que recuperar la funcionalidad de una boca es lo básico para el bienestar del paciente. Las funciones que se deben recuperar son: una masticación eficaz (eficiente trituración de los alimentos) y segundo una fonética adecuada que permita al paciente una correcta comunicación. Además debe tenerse en cuenta que las prótesis no deben interferir en la respiración.

B. Retención

Toda prótesis, debe tener un sistema de retención eficiente, que la restauración se mantenga sujeta en boca y no se mueva de su posición, ya que de no ser así la masticación, deglución y fonética, se verán afectadas e incluso imposibilitadas.

C. Soporte

El soporte de las prótesis (dientes y periodonto), deberán ser cuidadosamente escogidas, ya que tanto la estabilidad como la retención, dependerá en parte de un buen soporte. Debe tenerse en cuenta las fuerzas oclusales para que el soporte sea el más amplio y mejor distribuido en boca.

D. Estabilidad

La estabilidad de una prótesis es fundamental, ya que una prótesis inestable dificulta la masticación y la fonética. La estabilidad deberá ser observada mientras se buscan el soporte y la retención más adecuada, para lograr que los tres principios fundamentales estén interrelacionados y conseguidos equilibradamente (3).

4.1.2 Clasificación de las Prótesis dentales

Las prótesis se clasifican en:

- A. Dentosoportadas
- B. Mucosoportadas
- C. Dentomucosoportadas
- D. Implantosoportadas

A. Dentosoportadas

Son soportadas por los dientes pilares, o remanentes del paciente. Los dientes pueden conservar íntegramente su estructura, o pueden ser dientes previamente tallados protésicamente. Son las prótesis fijas.

B. Mucosoportadas

Se soportan sobre el proceso alveolar. Las prótesis completamente mucosoportadas son principalmente las prótesis totales.

C. Dentomucosoportadas

Combinan los dos tipos de soportes anteriormente mencionados, es decir, se soportan tanto en los dientes remanentes del paciente como en el proceso alveolar. Son las prótesis parciales removibles.

D. Implantosoportadas

Aquellas que son soportadas por implantes quirúrgicos (4).

4.2 Materiales de fabricación

A lo largo de la historia, a medida que se han adquirido mayores conocimientos y se han perfeccionado las técnicas, los materiales con que se fabrican las prótesis dentales han variado. Desde las primitivas reposiciones con marfil e incluso dientes naturales humanos y animales, hasta los materiales más actuales e innovadores. Actualmente los materiales de fabricación son: el metal y la cerámica.

A. Metal

Para la confección de prótesis, se han utilizado elementos de fabricación tan característicos como el oro, de uso muy extendido para coronas y puentes. Además del oro y sus aleaciones, otra aleación noble utilizada es la producida entre Ag-Pd (Plata-Paladio). No obstante, las aleaciones más usadas para la confección de prótesis suelen ser Cr-Co (Cromo-Cobalto) y Cr-Ni (Cromo-Níquel) (5).

B. Cerámica

La porcelana odontológica es una cerámica vitrificada, que tiene como principales componentes químicos minerales cristalinos, tales como feldespato, cuarzo, alúmina (óxido de aluminio) y a veces caolín, en una matriz vitrificada. Las proporciones de cada producto varían según el tipo característico de cada porcelana (alta, media o baja fusión). Se consideran materiales cerámicos: porcelana feldespática con o sin leucita, cerámica vitrificada de disilicato de litio, alúmina y zirconia (6).

4.3 Revisión sobre el níquel y la práctica odontológica

4.3.1 Usos actuales del níquel en odontología

El níquel está presente en aleaciones para diferentes usos odontológicos. Fundamentalmente pueden diferenciarse:

- A. Aleaciones níquel-cromo para prótesis fija (técnicas ceramometálicas). El níquel está presente en proporciones altas.
- B. Aceros inoxidable para aparatos ortodóncicos convencionales fijas o removibles. El níquel está presente en proporciones muy bajas.
- C. Nuevas aleaciones Ni-Ti, súper elásticas, con memoria de forma, etc., para ortodoncia. El níquel está presente en proporciones intermedias (7).

4.4 Técnicas de fabricación de coronas

4.4.1 Moldeo a la cera perdida

La técnica de la cera perdida es uno de los procesos más antiguos para la elaboración de joyería, y consiste en elaborar el diseño de joyería en cera y luego transformar este en metal mediante el proceso conocido como Fundición a la Cera Perdida.

Este procedimiento se adoptó en 1907 por William McTaggart. El moldeo a la cera perdida es un procedimiento escultórico de tradición muy antigua que sirve para obtener figuras de metal por medio de un molde. Se elabora a partir de un prototipo tradicionalmente modelado en cera de abeja. Este modelo previo es rodeado de una gruesa capa de material blando que se solidifica; una vez endurecido, se mete en un horno, que derrite la cera de la figura de cera, saliendo ésta por unos orificios creados al efecto (de ahí su denominación) y, en su lugar, se inyecta el metal fundido, que adopta la forma exacta del modelo. Para extraer la

pieza final es necesario destruir el molde. Gracias a esta técnica de vaciado, es posible conseguir figuras metálicas, sólidas y duraderas, con detalles que sería imposible lograr por otros medios (8).

La técnica tradicional de la cera perdida con metal consta de varias etapas:

1. Elaboración del patrón de cera.
2. Elaboración del molde con revestimiento.
3. Horneado de los cubiletes.
4. Fundición del metal.
5. Momento de la liberación de la centrífuga.
6. Desmoldado y acabado (9).

4.4.2 Técnica de sumersión

Ésta técnica es derivada de la técnica anteriormente mencionada. Se comienza a encerar la parte del hombro protésico calentando un instrumento en el mechero y fundiendo la cera, una vez cubierta toda la periferia del muñón se introduce al recipiente con la cera fundida y se retira de inmediato, posteriormente que la cera endureció se recortan los excedentes y se retira del dado. Ésta técnica facilita el proceso de encerado optimizando el tiempo.

4.5 CAD/CAM (Computer-Aided Design/ Computer-Aided Manufacturing)

En 1955, el Lincoln Laboratory del Instituto de Tecnología de Massachusetts (MIT) desarrolla el primer sistema gráfico SAGE (Semi Automatic Ground Environment) de las Fuerzas Aéreas Norteamericanas (US Air Forces). Este procesaba datos de radar y otras informaciones de localizaciones de objetos mostrándolos a través de una pantalla CRT (Tubo de Rayos Catódicos).

En 1962 Ivan Sutherland desarrolla el sistema Sketchpad basado en su propia tesis doctoral "A Machines Graphics Communications System". Con ello establece las bases que conocemos hoy en día sobre los gráficos interactivos por ordenador.

En los años 80, John Walker funda Autodesk (1982) junto a otros doce fundadores. Compuesto por setenta personas, querían producir un programa CAD para PC. En el Comdex de Noviembre de Las Vegas se presenta el primer AutoCAD. Ya en la década de los 90, McDonnell Douglas (Boeing) selecciona el sistema Unigraphics para su empresa. En el año 1992, nace el primer AutoCAD sobre plataforma Sun, y tres años más tarde sale al mercado la primera versión para Microsoft Windows (versión 12). Unigraphics da el salto a Windows en 1995, consiguiendo que un año después General Motors firme el mayor contrato de la historia CAD/CAM con ellos (10).

El software CAD del inglés "Computer Aided Design" (Diseño Asistido por Computadora) y el software CAM del inglés "Computer Aided Manufacturing" (Manufactura Asistida por Computadora) ayudan ingenieros y diseñadores en una amplia variedad de industrias. Con estos programas se diseñan y confeccionan productos tan dispares como edificios, puentes, carreteras, aviones, barcos, coches, cámaras digitales, teléfonos móviles, ropa u obras de arte.

El Dr. Patrick Hanratty diseñó en 1957 el primer software CAM llamado "PRONTO" por eso ha sido muchas veces llamado el padre del CAD/CAM.

Las fresadoras de control numérico por computadora (CNC) se han desarrollado en base a las fresadoras convencionales. En estas fresadoras convencionales las herramientas son desplazadas al menos en 3 ejes (X, Y, Z...) gracias a unas manivelas movidas a mano. La base de los controles numéricos es bastante simple, se reemplaza las manivelas por motores de posicionamiento y electrónica para controlar la posición de la herramienta. Existen bastante “kits” para transformar una fresadora convencional en una de control numérico.

Los primeros controles numéricos no utilizaban interfaz, controlaban la posición de las herramientas gracias a una banda perforada. Pronto se controlaron estas maquinas con un pequeño ordenador, un teclado y una pantalla. Entonces el operador podía teclear la secuencia de movimientos (G-codes o programa numérico) que debía realizar la maquina.

Una serie de puntos que uno tras otro forman la trayectoria que la fresadora va seguir para realizar la pieza. La fabricación para una pieza se hace normalmente con tres diferentes software:

- Primero se hace el diseño de la pieza con un software CAD.
- Después se calculan las trayectorias para poder realizar la pieza anteriormente diseñada y se añade las velocidades de avance, velocidades de giros y diferentes herramientas de corte con el software CAM.
- Por ultimo el software de Control recibe las instrucciones del CAM y hace que la fresadora se mueva según esas trayectorias.

Los archivos geométricos más comunes son los STL, IGES, 3DM para archivos en 3D, DXF para archivo en 2D y 3D y HPGL para archivos en 2D. Estos son archivos estándar que pueden ser utilizados por la mayoría de los mejores software CAD.

Para llegar desde el archivo geométrico al software de control la comunicación se hace con programas de control numérico. Existen varios

formatos de control numérico pero el más utilizado es G-codes. Se supone que es un formato estándar pero muchos fabricantes de máquinas lo transforman en algunos detalles. Por eso el software CAM debe de tener un post-procesador para adaptar el G-codes al controlador que utilicemos. Los buenos software CAM tienen un post-procesador con una biblioteca de máquinas y si nuestra máquina no aparece el post-procesador puede ser configurado para el controlador de nuestra fresadora CNC (11).

4.6 Sistema CEREC

El sistema CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) funciona por medio de Diseño Asistido por Computadora/Manufactura Asistida por Computadora (CAD/CAM) sistema diseñado para la fabricación de restauraciones indirectas (12, 13). Éste sistema ha sido desarrollado desde 1984, el cual ha tenido muchas modificaciones técnicas hasta llegar a el sistema CEREC 3 fue introducido a la práctica dental profesional en el año 2000 y ha tenido incomparables mejoras sobre el sistema CEREC 2 (14, 15). Actualmente se encuentra el sistema inLab MC XL, es una unidad fresadora adaptada a las necesidades de los laboratorios protésicos. Tiene gran velocidad y precisión altísimas, así como capacidad para un enorme volumen de fresado. La adaptación marginal de las restauraciones CAD/CAM ha sido evaluada en diferentes investigaciones usando varios criterios de evaluación por medio de la inspección visual y la percepción táctil con el filo de un explorador (16).

Numerosos estudios a las restauraciones elaboradas con CAD/CAM han usado el Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) considerado como el “estándar de oro” para evaluar la adaptación marginal entre la restauración y la preparación del diente (17, 18).

4.7 Importancia clínica de la prótesis fija

Las piezas dentarias preparadas para una restauración fija deben ser en base a principios que permitan obtener una restauración final con buena retención, estabilidad, solidez estructural y una excelente adaptación marginal, tratando además de lograr una estética adecuada. La preparación dentaria de pilares consiste en el tallado o desgaste de la pieza dentaria a reconstruir siguiendo para ello principios biomecánicos y estéticos que preserven y promuevan la salud de las piezas a tratar y de sus tejidos de soporte.

El éxito del tratamiento con prótesis fija es determinado a través de tres criterios: longevidad de la prótesis, salud pulpar y salud periodontal de los dientes involucrados así como la satisfacción del paciente. Para alcanzar esos objetivos, el operador debe saber ejecutar todas las fases del tratamiento, como examen, diagnóstico, planificación y cementación de la prótesis. El tallado debe buscar alcanzar los tres principios fundamentales para conseguir tallados correctos: mecánicos, biológicos y estéticos (19).

El objetivo básico de toda restauración cementada es una adecuada adaptación, para que la prótesis pueda permanecer en función el mayor tiempo posible, en un ambiente biológico desfavorable. Con las mejores técnicas y materiales utilizados para la confección de una prótesis, siempre existirá desajuste entre los márgenes de la restauración y la terminación cervical del diente preparado. Ese desajuste será ocupado con cementos que presenten diferentes grados de una degradación marginal. Si no existe adecuado sellado marginal, con el transcurso del tiempo se crea un espacio entre el diente y la restauración que puede propiciar retención de placa, instalación de la enfermedad periodontal, recidiva de caries y pérdida de la función.

El mayor porcentaje de fracasos de las prótesis fijas se debe a la presencia de caries recurrente. El desajuste marginal influye en este fracaso, así como en la instalación de la enfermedad periodontal. La línea de cemento expuesta al medio

bucal y la higiene del paciente son factores que aumentan la expectativa de la longevidad de la prótesis (6).

La estética depende, de la salud periodontal, forma, contorno y color de la prótesis. Hay que preservar el estado de la salud periodontal, confeccionando restauraciones con forma, contorno y colores correctos, factores que están directamente relacionados con la cantidad de desgaste de la estructura dentaria. Si el desgaste es insuficiente para una corona metal-porcelana, la porcelana presentará un espesor insuficiente para esconder la estructura metálica, teniendo que aumentar el contorno de la restauración. La terminación cervical de los tallados puede presentar diferentes configuraciones de acuerdo con el material a ser empleado para la confección de la corona. El tallado para coronas metal-porcelana utilizando metales bases (aleaciones de Níquel-Cromo ó Cromo-Cobalto) presentan las mismas características de tallado, tanto en relación a la cantidad de desgaste como al tipo de terminación cervical empleada (20).

4.7.1 Forma y características de las cofias metálicas para prótesis de metal-porcelana

El sistema de metal-porcelana es posiblemente el sistema de prótesis más utilizado en las modalidades de rehabilitación oral. Esta técnica puede ser indicada en elementos unitarios estéticos anteriores y posteriores, en prótesis fijas pequeñas y extensas, en combinaciones de prótesis fijas y removibles, a través de aditamentos y sobre implantes. Las características de las restauraciones de metal-porcelana son: estética superior, gran resistencia mecánica posibilitando las más variadas utilidades clínicas y fácil confección.

El éxito clínico de las restauraciones de metal-porcelana, depende fundamentalmente de las características técnicas para preservar la condición de resistencia de la estructura conjunta de metal y cerámica.

Las cerámicas odontológicas, inclusive las más modernas, no poseen resistencia adecuada para soportar fuerzas masticatorias en piezas múltiples que es la situación más frecuente en la clínica, pues aunque presenten gran resistencia a la compresión, no poseen resistencia adecuada a la tracción y al cizallamiento. La utilización de las cerámicas fundidas sobre estructuras metálicas vino a mejorar bastante su resistencia, principalmente, en lo que respecta a la resistencia al cizallamiento y a la tracción. Para que eso suceda es necesario que la cerámica sea fundida sobre una estructura metálica, obedeciendo a una serie de requisitos, principalmente, relacionados a los coeficientes de expansión térmica de la aleación metálica y de la cerámica que debe ser semejante. Así, durante el proceso de cocido de la cerámica, el calentamiento de la aleación hará que ella tenga una dilatación térmica natural. La cerámica deberá presentar, aproximadamente, el mismo grado de dilatación, y en el acto inverso durante el enfriamiento, la contracción de ambos materiales deberá ser semejante. En caso que esto no suceda, podrá incorporarse tensión en la masa cerámica, provocando fracturas inmediatas o tardías. Por esta razón, la selección adecuada de la combinación metal/cerámica es uno de los factores primordiales en el éxito de las restauraciones de metal-porcelana (21).

Tal vez el diseño más simple de las cofias metálicas para prótesis de metal-porcelana sea de un elemento unitario. Este tipo de trabajo debe presentar las siguientes características:

- Cofia con dimensión anatómica aproximada de 2/3 del trabajo definitivo.
- Extensión próximo-incisal para soportar la superficie libre de la cerámica.
- Presencia del borde metálico lingual obedeciendo las características estéticas.

Con la cerámica representa aproximadamente 1/3 de la restauración concluida, es muy importante observar que la parte metálica deberá compensar áreas como: ángulos incisales fracturados u otras superficies en que la estructura de la preparación dental subyacente esté deficiente. La extensión próximo-incisal

TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS

en la cofia también es muy importante para que se mantenga un espesor homogéneo de cerámica. La cinta metálica o collar en la cara lingual es de fundamental importancia para mantener la integridad del patrón de cera cuando se procede a su remoción del troquel y posteriormente en las fases de aplicación de la cerámica, situación en que la aleación metálica será llevada a temperaturas muy próximas de su zona de fusión.

Así, se crea una condición de resistencia a la aleación metálica contra distorsiones provocadas por el enfriamiento de la cerámica. La cinta metálica deberá tener una altura aproximada de 0.5mm en la cara vestibular y 2.5mm en lingual, tanto en aleaciones preciosas como en aleaciones de níquel-cromo. McLean demuestra que la diferencia de resistencia entre las aleaciones de níquel-cromo, aleaciones paladio-plata o aleaciones de alto contenido de oro, es irrelevante en lo que respecta a la altura del collar metálico (22).

Los elementos unitarios posteriores idealmente deberían ser completamente recubiertos por una capa uniforme de cerámica con espesor variable entre 1 y 2.5mm. La cofia ideal, entonces tendría un espesor mínimo de 0.3mm a 0.5mm, correspondiendo también a la forma aproximada de la anatomía final de la corona en cerámica, reducida aproximadamente 1/4. Para la confección de esas estructuras posteriores, es fundamental que se desarrolle un contorno de tallado que compense cualquier eventual pérdida de substancia del diente preparado (23).

4.7.2 Sellado marginal

El intento inmediato de adaptar una cofia a un diente preparado puede originar, la visualización de los márgenes desajustados. Por más que el troquel sea una réplica fiel de las características de forma, contorno y dimensiones del diente preparado, éste fue obtenido a partir de un molde de material elástico y vaciado en yeso especial, materiales que son afectados por alteraciones

dimensionales, siendo que el yeso acepta presiones y tiene desgastes, que no ocurren con la dentina del diente preparado. De ahí una cofia adaptada perfectamente en un troquel de yeso no siempre significa que estará perfectamente adaptada al diente preparado (24).

La adaptación, ajuste o sellado cervical es el lugar donde diferentes materiales como la aleación metálica, la porcelana y el diente se integran a través de un agente cementante. Cuanto menor sea la distancia entre éstos materiales y el diente, menor será el espesor de cementos utilizado para la fijación y, consecuentemente, serán minimizadas las posibilidades de la solubilidad de los cementos, retención de placa dentobacteriana, desarrollo de enfermedad periodontal y recidiva de caries en esos márgenes.

Se debe tener la consideración, que la gran mayoría de los márgenes cervicales de las coronas protésicas están colocadas dentro del surco gingival, por diferentes motivos, y esta ubicación puede impedir la visión, dificultar la percepción y ajuste.

Ésta es el área más crítica de cualquier prótesis y el ajuste cervical adecuado depende la salud del tejido gingival, la capacidad de higienización del paciente y la longevidad de la propia prótesis (25).

4.7.3 Ajuste ideal

Como el ajuste de la pieza fundida en el diente preparado, es consecuencia directa de su ajuste en el troquel, si este es una réplica perfecta de aquél, no habría dificultades para alcanzar el objetivo del ajuste ideal. El objetivo básico del proceso de inclusión y fundición continúa siendo la utilización de materiales refractarios capaces de compensar la contracción de la aleación metálica, al pasar del estado líquido en que fue inyectada en el interior del molde, para el estado sólido en función de la reducción gradual de la temperatura (25). Si una pieza

fundida de tipo corona total, fue reproducida exactamente y perfectamente con las mismas dimensiones del diente preparado, ella no será capaz de ajustarse a éste. Las coronas totales deben presentar dimensiones mayores que los propios dientes, creando simultáneamente espacios internos necesarios para acomodar la película del agente cementante definitivo, sin por eso perder las características de retención. En otras palabras, las coronas totales metálicas, entre las cuales se incluyen las cofias para coronas de metal-porcelana, son capaces de adaptarse a los dientes preparados porque son mayores que ellos. La expansión del revestimiento debe ser mayor que la contracción de la aleación para alcanzar esa finalidad. Las cofias pueden ser ajustadas debido a las imperfecciones del proceso de inclusión y fundición, que serían observadas tanto en los espacios existentes entre las superficies internas de las cofias y externas de los dientes preparados, respecto a los márgenes cervicales (24).

4.7.4 Espacios internos

Una cofia bien adaptada al diente preparado y seccionada junto con él en sentido vestíbulo-lingual, mostrará las siguientes características generales:

1.- Contacto mínimo en algunos puntos, principalmente en el tercio cervical, entre el metal interno y el diente preparado. Si este contacto fuera acentuado, la retención friccional será excesiva y la cementación imposible de ser realizada sin desajuste vertical, pues no hay espacio suficiente para la acomodación de la película del agente cementante. Sin embargo sin no hubiera ningún contacto y ninguna proximidad entre las partes, la pieza metálica se presentará holgada y dependerá exclusivamente del cemento para permanecer en su lugar y eso será prácticamente imposible si el lugar en cuestión fuera de carga funcional intensa.

2.-Espacio interno de 30-50 μ m en las regiones correspondientes al 1/3 medio u oclusal/incisal, siendo raro los contacto en esas regiones.

3.- Espacio interno de 150-200 μ m, pudiendo llegar a 400 μ m con aleaciones de metales básicos, entre la superficie oclusal del diente preparado y la superficie interna de la pieza fundida.

Estos espacios internos se originan por las imperfecciones de la técnica de inclusión y fundición, por la utilización de materiales portadores de propiedades físicas antagónicas, como la expansión, contracción y la imposibilidad de una compensación perfecta entre las partes. Si esa compensación perfecta existiese, no sería práctica para la odontología, pues daría como resultado piezas metálicas que no se ajustarían a los dientes preparados porque tendrían exactamente las mismas dimensiones (24).

El proceso de inclusión y fundición privilegia la expansión en el sentido vertical, debido a la propia forma del anillo metálico y consecuentemente del bloque de revestimiento contenido en su interior. Existen mayores espacios internos justamente en las áreas oclusales o incisales de los dientes preparados y las superficies metálicas internas. La adopción de técnicas que buscan el aumento de la expansión lateral, como el uso de doble capa de amianto, inclusión en anillo plástico con abertura longitudinal, expansión libre de revestimiento, utilización de líquidos especiales y alivio de los troqueles, tiene por objetivo básico compensar la mayor contracción de las aleaciones de metales básicos utilizadas para la confección de las estructuras para coronas de metal-porcelana, como las de níquel-cromo ó cromo-cobalto. De esta forma, un ajuste ideal será siempre dependiente de la cantidad de retención friccional. Si una pieza metálica presenta cantidad excesiva de contactos internos, posiblemente presentará también retención friccional acentuada y será imposible cementarla adecuadamente, sin provocar desajustes de la oclusión después de éste paso. La corona se presentará “alta” después de cementada. La técnica de ajuste con alivio de los contacto internos con soluciones reveladoras o película de elastómeros tienen justamente la finalidad de reducir esos contactos y crear un espacio adecuado para el cemento (25).

Una retención friccional adecuada es aquella que permite que la pieza metálica se mantenga adaptada al diente preparado, sin dislocamientos, inclusive en el arco superior. Podrá ser removida a través de la presión efectuada con los dedos y tracción gingivo-oclusal, que genera carga media de 400gr. Cuando haya necesidad de usar instrumentos para aplicación de fuerza acentuada de dislocamiento o de un extractor de coronas para remover una estructura, puede significar exceso de contactos internos, retención excesiva y falta de espacio para el cemento. La retención básica y principal de la pieza metálica será de tipo circunferencial, o sea, de la región correspondiente a la terminación cervical y en algunos puntos del 1/3 cervical, en función de la interposición del cemento y del relleno de las rugosidades existentes entre las paredes dentarias y metálica al entrar en contacto con éste, a través de la traba mecánica (24).

4.7.5 Márgenes cervicales

El otro lugar donde pueden ser observadas las imperfecciones del proceso de inclusión y fundición para la obtención de aleaciones metálicas está en los márgenes cervicales. En ese lugar se encuentran diferentes materiales (metal, porcelana y cemento) que deberían integrarse con el tejido periodontal en el surco gingival, respetando su biología, no interfiriendo de manera acentuada en su flora bacteriana y haciendo posible el mantenimiento de la salud periodontal y el restablecimiento de las funciones. Si durante el sellado marginal de una corona total, el técnico en prótesis dentaria tuviera que hacerlo de manera tan perfecta que las dos uniones se hicieran imperceptibles, si la cera fuese extendida precisamente hasta la terminación cervical, identificado como una línea nítida y definida, se tendría un margen cervical deficiente en adaptación después de la obtención de la pieza fundida. Esa deficiencia de adaptación en el margen cervical sería correspondiente aproximadamente al desajuste entre las superficie oclusales (del diente preparado y de la superficie metálica interna) o espacio oclusal interno, aproximadamente de 150 a 200 μ ó 0.15 a 0.2mm (25).

5. OBJETIVO

5.1 Objetivo general

Evaluación por Microscopia Electrónica de Barrido del sellado marginal de cofias metálicas elaboradas con patrón de cera manual, técnica de sumersión y sistema CAD/CAM sobre un dado maestro midiendo la interfase entre la preparación protésica dental y la cofia.

6. HIPÓTESIS

6.1 Hipótesis de investigación (H_i)

El sistema CAD/CAM elabora patrones de polímero acrilato más exactos que las técnicas de patrón de cera manual y de sumersión presentando un mejor sellado marginal.

6.2 Hipótesis nula (H_0)

El sistema CAD/CAM no elabora patrones de polímero acrilato más exactos que las técnicas de patrón de cera manual y de sumersión.

7. METODOLOGÍA

7.1 Lugar de realización

- Laboratorio de Arte y Estética Dental Guerrero en el estado de San Luis Potosí, S.L.P.
- ESPRODE Escuela de Prótesis Dental en el estado de Aguascalientes, Ags.
- Centro de Ciencias Básicas Departamento de Biología de la Universidad Autónoma de Aguascalientes.

7.2 Diseño de estudio

Estudio Experimental.

7.3 Población de estudio

Noventa cofias metálicas de níquel-cromo fueron elaboradas para este estudio.

7.4 Grupos de estudio

7.4.1 Grupos control

- *Control negativo (-)*

Espacio menor a 30 μ m

- *Control positivo (+)*

Espacio mayor a 120 μ m

7.5 Grupos experimentales

- Grupo A: *Técnica de encerado manual*

Grupo de 30 cofias metálicas las cuales serán precedidas por patrones de cera con la técnica de encerado manual sobre el dado maestro.

- Grupo B: *Técnica de encerado por sumersión*

Grupo de 30 cofias metálicas las cuales serán precedidas por patrones de cera con la técnica de encerado por sumersión sobre el dado maestro.

- Grupo C: *Técnica CAD/CAM*

Grupo de 30 cofias metálicas las cuales serán precedidas por patrones de polímero acrilato con la técnica de CAD/CAM sobre el dado maestro.

7.6. Variables

7.6.1. Variables independientes

- *Dado maestro*

Definición conceptual: modelo elaborado en aleación metálica con forma de muñón dental, el cual conserva la configuración ideal del tallado protésico para la elaboración de coronas en prótesis fija.

Definición operacional: muñón artificial el cual se tomará como base para la elaboración de todos los patrones de cera y polímero acrilato.

- *Cofia metálica*

Definición conceptual: núcleo metálico que recubre la totalidad del muñón dental para posteriormente se recubierto con material cerámico o resinoso, esto con el fin de reemplazar la estructura dental perdida.

Definición operacional: estructura metálica elaborada previamente con tres sistemas, con el objetivo de comparar las diferencias existentes entre técnicas de elaboración de patrones.

7.6.2. Variables dependientes

- *Interfase entre la preparación protésica del dado maestro y la cofia metálica.*

Definición conceptual: Es el espacio entre la preparación protésica del diente y la cofia metálica de la Prótesis Parcial Fija que debe ser de 30-50 μ m en las regiones correspondientes al tercio medio y ocluso/incisal, siendo raro los contactos en esas regiones. Espacio interno de 150-200 μ m pudiendo llegar a 400 μ m con aleaciones de metales básicos, entre la superficie oclusal del diente preparado y la superficie interna de la pieza fundida.

Definición operacional: Medición en micrómetros de la distancia entre la superficie interna de la cofia metálica a la preparación protésica del dado maestro a nivel marginal.

7.7 MATERIALES Y MÉTODOS

7.7.1 Elaboración del dado maestro

Se fabricó un molde en forma de cubo con cera tipo toda estación con las siguientes dimensiones: 3 cm de altura, 2 cm de ancho y 2 cm profundidad. En el molde se vertió acrílico autopolimerizable Jet Set-4 (Lang Dental Manufacturing Wheeling, IL, USA), antes de su polimerización, se introdujo en una olla de presión con agua Aquapres (Lang Dental Manufacturing Wheeling, IL, USA) durante quince minutos para eliminar burbujas de aire y porosidades. Posteriormente se dio forma al cubo en torno paralelo, con el objetivo de obtener la configuración protésica de chaflán formando paredes paralelas con angulación de 3° , con un hombro de 2mm de ancho, un diámetro de la base de 8.5mm y 6.5mm de diámetro del muñón. Sobre el hombro protésico se hizo una muesca de 1.4mm de ancho por 1.5mm de profundidad con una fresa cilíndrica de alta velocidad (modelo ISO139 #838-Ø 014-314 FG Standard-Banda azul SS White, Lakewood, NJ, USA) (Anexo 1).

Una vez obtenido el patrón de acrílico se realizó la técnica de cera perdida, vaciando aleación metálica níquel-cromo Verabond (Albadent, Cordelia CA, USA), se eliminaron excesos y se dio un terminado de pulido en la zona del muñón.



Fig. 9 Dado maestro

El dado maestro se utilizó para realizar los patrones de cera y de polímero acrilato en las diferentes técnicas. Para las técnicas de encerado (Grupos A y B) se aplicó dos capas de barniz espaciador (25µm) VITA In-Ceram (VITA Zhanfabrik, Bad Säckingen, Alemania) sobre el muñón del dado maestro sin tocar el hombro. Se aplicó una capa de parafina blanda Lubricante Duralay (Reliance Dental, Worth, IL, USA) en todo el muñón como separador entre el espaciador y la cera fundida.



Fig. 10 Dado maestro con barniz espaciador.

7.7.2 Elaboración de patrones de cera

7.7.2.1 Grupo A.

Técnica de encerado manual

Se fabricaron patrones de cera manual utilizando cera para modelado Starwax (DENTAURUM, Ispringen, Alemania) se manipuló con los instrumentos PKT #1, #2 y #4 siendo calentados en mechero tipo Bunsen usando gas L.P. El procedimiento consistió en colocar cera fundida de color azul en la zona del hombro y posteriormente conformar el resto de la cofia con cera color verde. El patrón de cera terminado se retiró del dado maestro con cera pegajosa para evitar

deformaciones por presión. Las copias se almacenaron en una taza plástica con agua a temperatura ambiente (Anexo 2).

7.7.2.2 Grupo B.

Técnica de sumersión

Se colocó cera para modelado Starwax (DENTAURUM, Ispringen, Alemania) en toda la periferia del muñón cubriendo la totalidad del hombro, para este procedimiento se usaron los instrumentos de la técnica de encerado manual. Posteriormente se usó la técnica por sumersión para conformar el resto del patrón, utilizando cera Dipping Wax (Patterson Brand, St. Paul, MN, USA) en el equipo Hotty LED (Renfert, Hilzingen, Alemania) a una temperatura de 90°C. Se recortaron los excedentes de cera con el instrumento PKT# 4. Se usó cera pegajosa para retirar el patrón del dado maestro. Las copias se almacenaron en una taza plástica con agua a temperatura ambiente (Anexo 3).

7.7.2.3 Grupo C.

Técnica CAD/CAM

Para realizar el proceso se inició abriendo el programa de cómputo InLab (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemania) en donde se capturó la información para elaborar los patrones de polímero acrilato. Para el escaneo del muñón artificial, se recubrió con polvo de óxido de titanio CEREC Powder (VITA Zhanfabrik, Bad Säckingen, Alemania) para luego ser escaneado con el escáner InEOS Blue (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemania) y una vez obtenida la información, el sistema InLab reprodujo el muñón en tercera dimensión siendo un dado de trabajo virtual, que puede ser recortado eliminando los excedentes. Se localizó y determinó el margen de la preparación protésica del muñón que equivale al descuelle del muñón de yeso. Después se determinó la vía de inserción de la cofia identificando las retenciones existentes del muñón desde una vista oclusal,

terminado este proceso se localizó el borde de la terminación protésica en toda la periferia del hombro. Después fue seleccionó el tipo de proceso que se deseaba realizar, en este caso elaborar una infraestructura de prótesis fija (cofia), y automáticamente el programa realizó una cofia virtual sobre el muñón escaneado. Teniendo el diseño de la cofia se dio una vista preliminar en el programa InLab 3D Stack (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemania). Con ésta información se mandó a la unidad fresadora InLab MC XL (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemania) que fresó el cubo de polímero acrilato Cad-waxx (VITA Zhanfabrik, Bad Säckingen, Alemania). Concluido el proceso, aproximadamente dieciocho minutos por cofia, se retiró del aparato y se recortaron los excedentes manualmente con un fresón de carburo (Mod. H79E, Brasseler USA, Savannah, Gerorgia) a baja velocidad (Anexo 4).

7.7.2.4 Vaciado de los patrones de cera y polímero acrilato

Una vez terminados los patrones de cera y de polímero acrilato se procedió a realizar la técnica de cera perdida. Se comenzó a colocar cera en forma de tira sobre cada cofia para formar el cuele, ubicándolo en el borde superior del patrón para que éste quedara con la parte interna hacia arriba. El otro extremo del cuele se unió a la peana. En cada peana se colocaron de ocho a diez cofias. Después de tener todos los patrones con los cueles y en las peanas se colocaron los cubiletes para luego verter el revestimiento aglutinado por fosfato.

Se usó revestimiento aglutinado por fosfato Starvest (Emdin, Irwindale, CA, USA), la manipulación se llevó a cabo conforme a las instrucciones del fabricante. Comenzando con el pesaje del polvo, cada porción de cien gramos con veinticuatro mililitros de líquido. El polvo se unió al líquido manualmente para después ser mezclado al vacío en el equipo Combination Unit Dual Speed (Whip Mix, Louisville, KY, USA) a baja velocidad (425 rpm) durante sesenta segundos. Después de realizar la mezcla se dejó con el recipiente al vacío durante treinta

TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS

segundos. Posterior a este tiempo, los cubiletos se llevaron al vibrador para verter el revestimiento, se inició con un instrumento agudo relleno de todos los patrones en su parte interna y posteriormente repletar el recipiente por completo. Se dejaron los cubiletos a temperatura ambiente por treinta minutos mientras terminaba de fraguar el revestimiento.

Después del fraguado se extrajo el revestimiento en bloque de los cubiletos para ser llevados al horno a una temperatura aproximada de 760-800°C durante veinte minutos para los patrones hechos de cera y durante cuarenta minutos para los patrones de polímero acrilato. Después del desencerado, se retiraron los moldes de revestimiento del horno siendo calentados nuevamente con el soplete y se fueron colocando en la centrífuga para proceder al vaciado del metal. En el proceso se dio tres vueltas a la centrífuga para poder inyectar el metal níquel-cromo Verabond (Albadent, Cordelia CA, USA) al molde de revestimiento que se colocó detrás de un crisol que contenía tres lingotes de metal con un peso de siete gramos cada uno para dar un total de veintiuno gramos. Se usó soplete para acetileno/oxígeno regulado a una flama neutral calentando el metal hasta que su estado fuera líquido, en este punto se soltó la centrífuga y el metal corrió dentro del molde de revestimiento que contenía la forma de los patrones. Al término del vaciado se dejaron enfriar los moldes durante una hora.

Se siguió con la recuperación de las cofias metálicas rompiendo el molde de revestimiento. Al tener las cofias se continuó con la eliminación de los restos de revestimiento primeramente con una fresa #702 (SS White, Lakewood, NJ, USA) de baja velocidad usando un micromotor High Speed Rotary Micromotor K.1070 (Foredom, Bethel, CT, USA) a 16,000 revoluciones por minuto que se pasó por todo alrededor de cada cofia y por la parte interna sin tocar las paredes. Después las cofias se arenaron en una cabina con aire comprimido Basic Classic 25-70µm/70-250µm (Renfert, Hilzingen, Alemania) a cincuenta libras de presión con arena de COBRA de 125µm (Renfert, Hilzingen, Alemania). Se procedió al recorte de cada cofia en motor de banco de alta velocidad con discos estándar de borde

cortante de 32mm (Renfert, Hilzingen, Alemania), haciendo un corte a dos milímetros de la cofia. Ya recortadas todas las cofias se eliminaron los excesos de metal debido a los cueles y se sometieron a un segundo arenado con aire comprimido en el aparato Basic Classic 25-70 μ m/70-250 μ m (Renfert, Hilzingen, Alemania) con arena COBRA de 110 μ m (Renfert, Hilzingen, Alemania).

Para realizar el análisis de las muestras sobre el dado maestro se usó el Microscopio Electrónico de Barrido JSM-5900LV (JEOL, Tokio, Japón). En la preparación de las muestras se usó una montura cilíndrica de aluminio para equipo JEOL con una superficie de 12.2mm de ancho x 10mm de altura (Modelo #75726, Electron Microscopy Sciences, Hatfield, PA, USA), en la parte superior se colocó una tableta adhesiva de carbón de 12mm de diámetro (Modelo #77825-12, Electron Microscopy Sciences, Hatfield, PA, USA) a la que se fijó el dado maestro. Las cofias, de una en una, se fijaron al muñón del dado maestro por medio de cinta de aluminio conductiva (Modelo #77800, Electron Microscopy Sciences, Hatfield, PA, USA) colocando dos tiras por la parte externa, una de cada lado, para finalmente ser colocado dentro del MEB (Anexo 5).

Para el análisis de las muestras se localizó la interfase entre el hombro de la preparación protésica del dado maestro y el borde inferior de la cofia metálica. La medición se realizó en micrómetros con aumentos de 190x, 500x y 1200x.



Fig. 51 MEB modelo JEOL JSM-5900LV

8. RESULTADOS

Las muestras se dividieron en tres grupos con treinta cofias cada uno, los grupos evaluados fueron los siguientes:

Grupo A: Técnica de encerado manual

Grupo B: Técnica de sumersión

Grupo C: Técnica CAD/CAM.

El análisis de la interfase se realizó por medio de microscopía electrónica de barrido colocando la cofia sobre el dado maestro tomando tres puntos aleatorios para la medición en micrómetros con aumentos de 190, 500 y 1200x.

En la tabla 1 se describen los promedios de valores obtenidos a 190, 500 y 1200 x del Grupo A: Técnica encerado manual.

Tabla 1. Promedios de la interfase del Grupo A

Técnica	Magnificación	Promedio Total en μm
<i>Manual</i>	190x	73.99
<i>Manual</i>	500x	33.25
<i>Manual</i>	1200x	16.03

La tabla 2 muestra los promedios de valores obtenidos a 190, 500 y 1200x del Grupo B: Técnica de sumersión.

Tabla 2. Promedios de la interfase del Grupo B

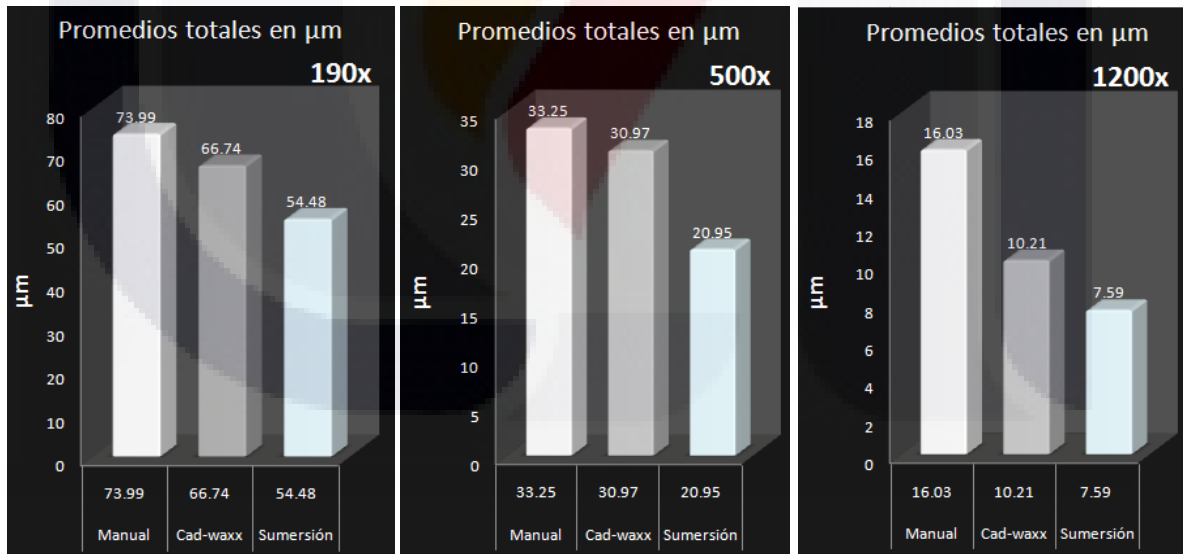
Técnica	Magnificación	Promedio Total en μm
<i>Sumersión</i>	190x	54.48
<i>Sumersión</i>	500x	20.95
<i>Sumersión</i>	1200x	7.59

En la tabla 3 se describen los promedios de valores obtenidos a 190, 500 y 1200 x del Grupo C: Técnica CAD/CAM

Tabla 3. Promedios de la interfase del Grupo C

Técnica	Magnificación	Promedio Total en μm
CAD/CAM	190x	66.74
CAD/CAM	500x	30.97
CAD/CAM	1200x	10.21

En las gráficas 1-3, se muestra que la técnica que obtuvo los datos de menor valor respecto al espacio de la interfase fue la técnica de sumersión, seguido de la técnica CAD/CAM y finalmente la técnica encerado manual.



Gráfica 1. Promedios de la interfase a 190x.

Gráfica 2 Promedios de la interfase a 500x

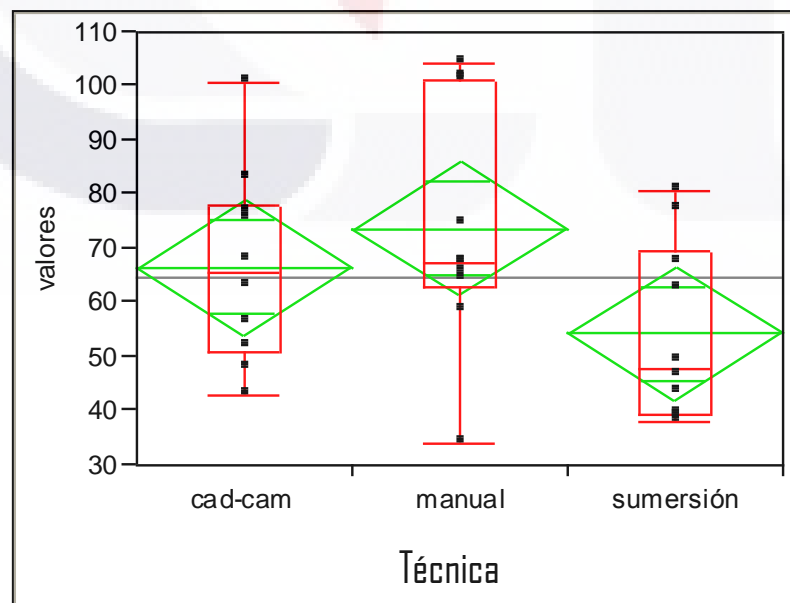
Gráfica 3 Promedios de la interfase a 1200x.

En la tabla 4 se describe la media, promedio y desviación estándar de las tres técnicas.

Tabla 4. Aumentos 190x, 500x y 1200x

<i>Valores estadísticos</i>	<i>Grupo A Técnica manual</i>	<i>Grupo B Técnica sumersión</i>	<i>Grupo C Técnica CAD/CAM</i>
N	30	30	30
Media	67.43	48.08	65.62
Promedio	73.99	54.48	66.74
Desviación estándar	22.42	16.26	17.85

La gráfica 4 muestra los valores obtenidos del programa estadístico JMP-IN Versión 4.0.1 (Academic, SAS Institute Inc. Cary, NC), se logró observar que no existe diferencia estadísticamente significativa en la comparación por grupos ($p > 0.001$, Kruskal-Wallis).



Gráfica 4. Valores de las tres técnicas.

8.1 Fotografías obtenidas del Microscopio Electrónico de Barrido (JEOL JSM-5900LV)

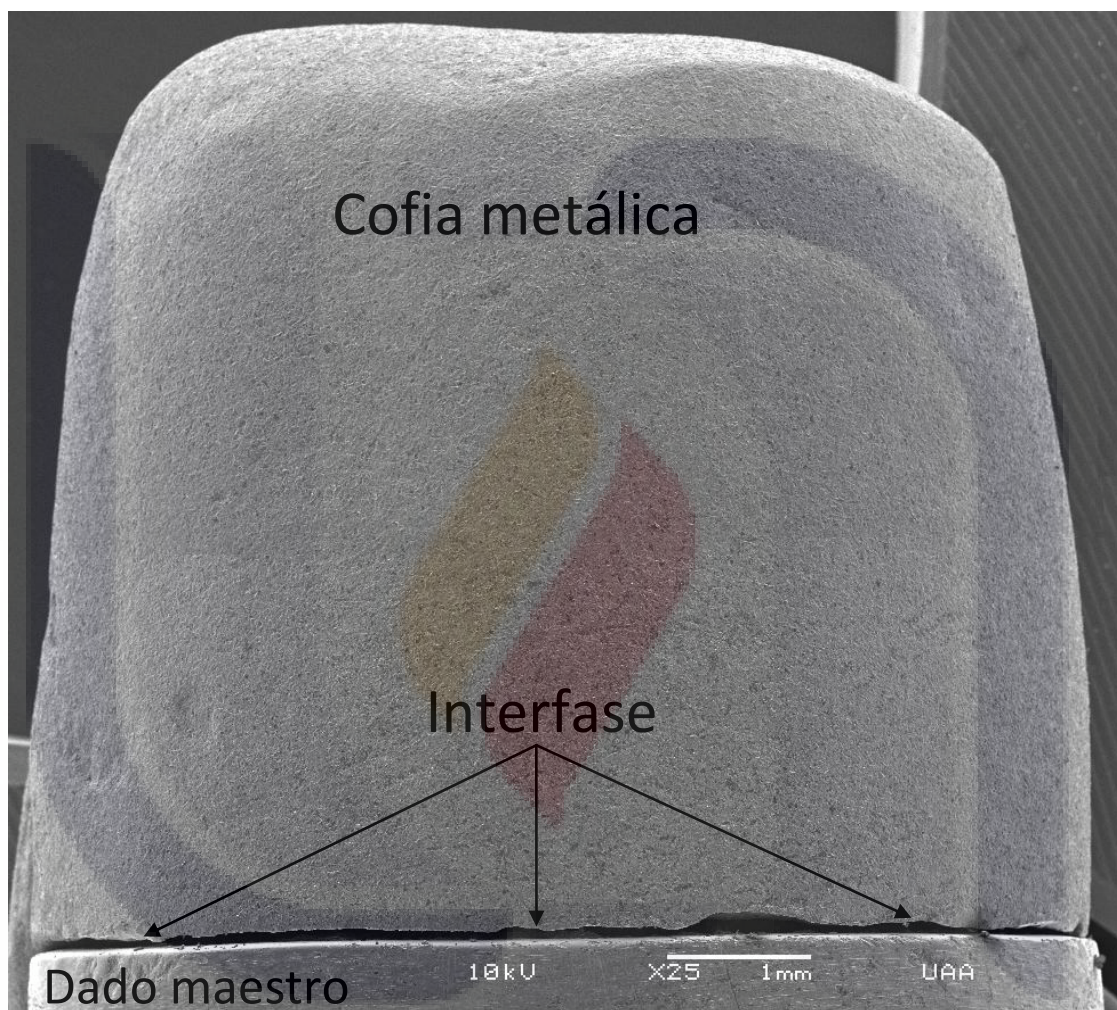


Fig. 52. Imagen del MEB 25x de la cofia sobre el dado maestro.

Grupo A. Técnica de encerado manual

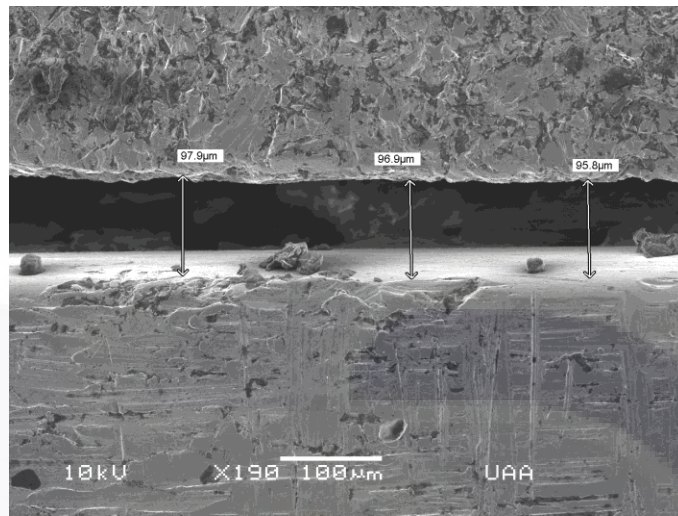


Fig. 53 Imagen 190 x.

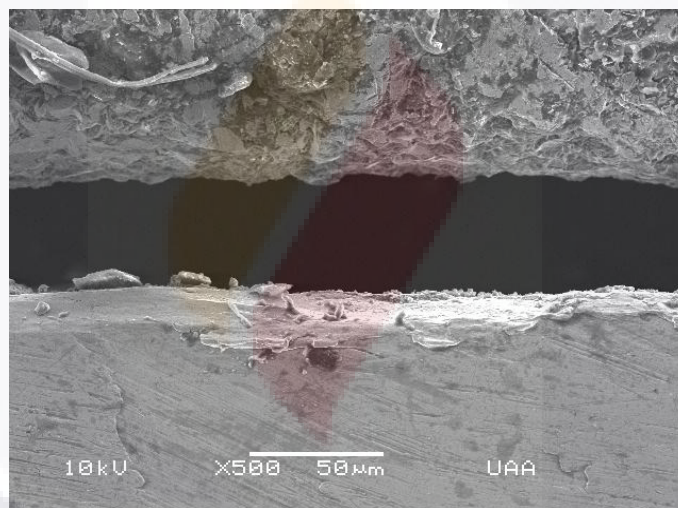


Fig. 54 Imagen 500x

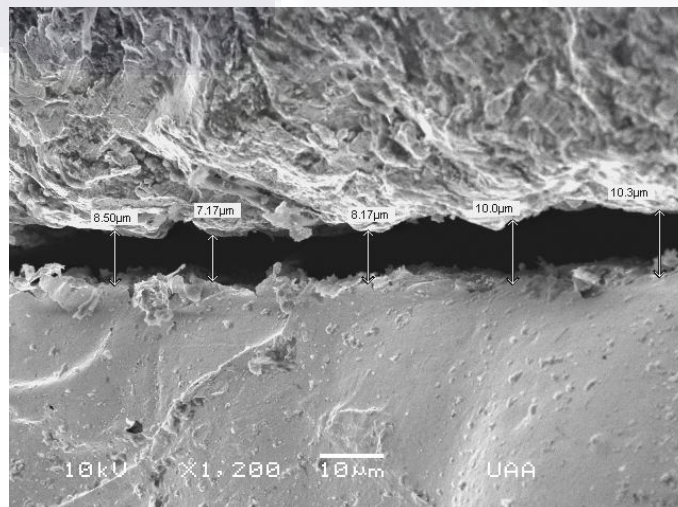


Fig. 55 Imagen 1200 x

Grupo B. Técnica de sumersión

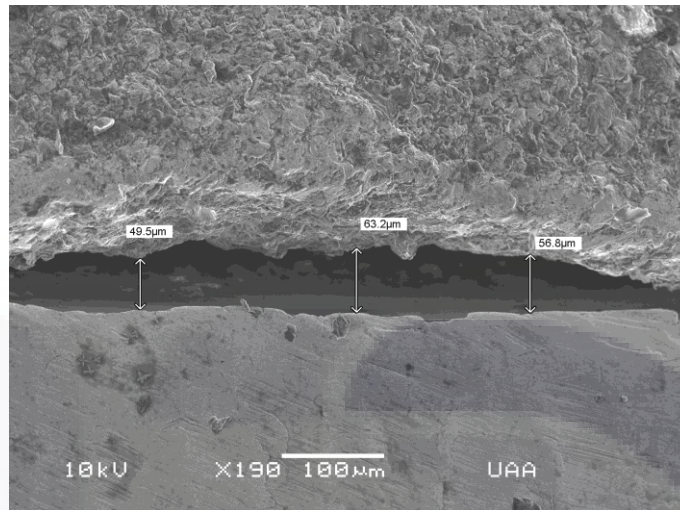


Fig. 56 Imagen 190x

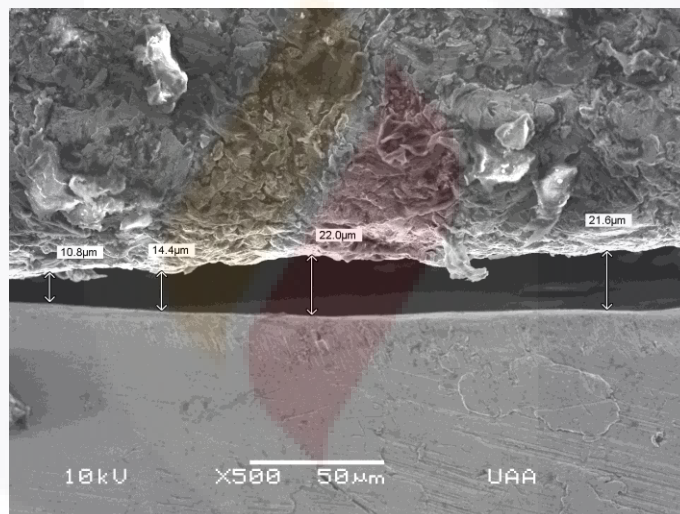


Fig. 57 Imagen 500x

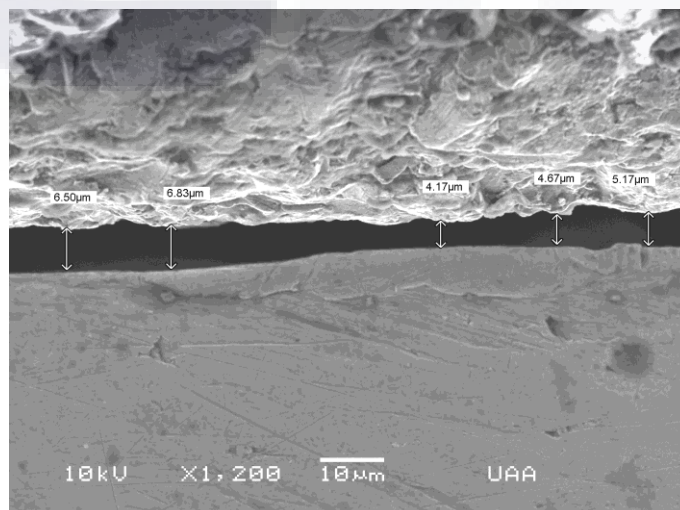


Fig. 58 Imagen1200x

Grupo C. Técnica CAD/CAM

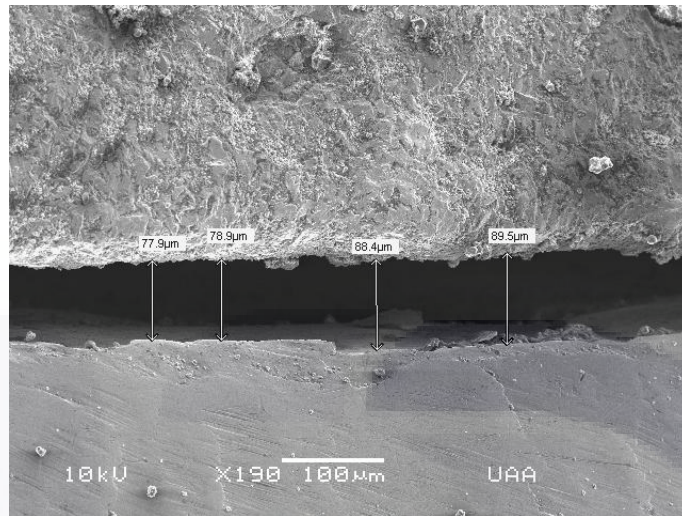


Fig. 59 Imagen 190x

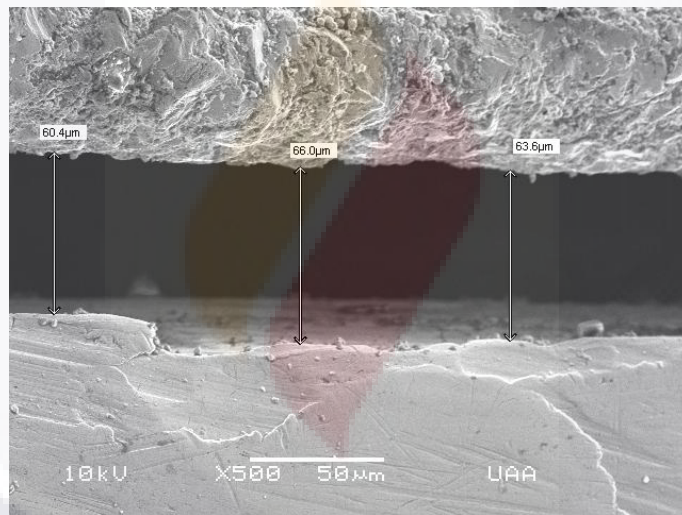


Fig. 60 Imagen 500x

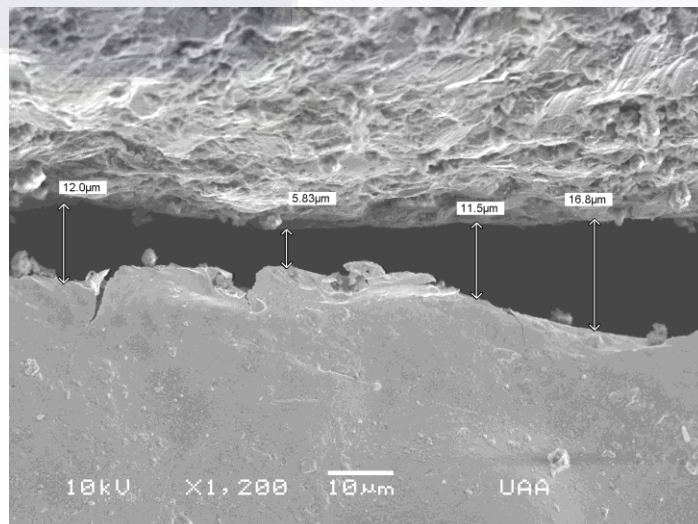


Fig. 61 Imagen 1200x

9. DISCUSIÓN

En Prostodoncia se han utilizado diferentes tipos de prótesis para la rehabilitación o reemplazo de órganos dentales. Actualmente existen varias técnicas para la elaboración de prótesis fija. La técnica de cera perdida es la más usada. El correcto sellado y ajuste marginal de una prótesis ofrece éxito del tratamiento a largo plazo, evitando complicaciones como la retención de placa dentobacteriana, lesiones al periodonto o recidiva de caries (19, 20, 33). Durante los últimos treinta años se ha desarrollado la técnica de CAD/CAM aplicando sus funciones al área odontológica propiciando una mayor productividad y mejor calidad (27).

En este estudio se hizo una comparación de técnicas para la fabricación de cofias metálicas. Las técnicas empleadas fueron: encerado manual, de sumersión y CAD/CAM. Se evaluó la capacidad de sellado y ajuste marginal, fabricando cofias metálicas sobre un dado maestro realizando una comparación entre las técnicas. En los resultados obtenidos visualmente la técnica de sumersión mostró mejores resultados en su evaluación por microscopía electrónica de barrido.

Becker et al. evaluó el sellado marginal de las coronas elaboradas con metales nobles por medio de la técnica de cera perdida fabricando patrones de cera manual, concluyendo que con estas aleaciones se obtenían mejores resultados clínicos, previniendo así irritaciones al periodonto, infiltración de bacterias y evitando conductividad térmica al órgano dental (39).

Christensen et al. evaluó el sellado marginal de las restauraciones con metales nobles concluyendo que una interfase de $39\mu\text{m}$ era clínicamente aceptable (40). El sellado marginal es un tema de gran interés pues aquí radica el éxito del tratamiento.

Foster et al. realizó un estudio para determinar la causa más frecuente de fracaso en la colocación de coronas, encontrando que una interfase mayor a

120µm provocó complicaciones al periodonto y al órgano dental hasta incluso llegar a la extracción (41).

En el presente estudio se elaboraron patrones de cera por la técnica de sumersión de acuerdo a la técnica reportada por Harms (37). Nuestros resultados coinciden con los reportados por In-Sung, ya que en ambos estudios se realizó una comparación de tres sistemas para la confección de coronas cerámicas empleando un grupo control de coronas metal-porcelana. Las coronas de los cuatro grupos se elaboraron por medio de la técnica de cera perdida encontrando un sellado menor a los 120µm (42).

Durante el proceso del presente estudio, los patrones de cera terminados se almacenaron en un recipiente con agua a temperatura ambiente de acuerdo con los parámetros reportados por Rezaei. En su estudio evaluó la capacidad de estabilidad dimensional de los patrones de cera fabricados por medio de la técnica de sumersión que fueron almacenados a diferentes temperaturas observando que los diferentes parámetros de temperatura no afectan para ocasionar un desajuste marginal (28).

Para la medición del espacio de la interfase se utilizó el Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) que según Ural C, Burgaz Y, Saraç D (49), Lombardas P, Carbuñaru A, McAlarney ME, Toothaker RW (50), Tan FB, Wang L, Fu G, Wu SH, Jin P (51), Etman MK, Woolford MJ (52), Lopes MB et al. (53), Tsitrou EA, van Noort R (54), Krifka S et al. (55), Pilathadka S, Slezák R, Sirinivasan V, Ivancáková R (56), Di Iorio D et al. (57), Akbar JH et al. (58), Morita M (59), Yilmaz Y, Dalmis A, Gurbuz T, Simsek S (60) concluyen que el uso del MEB es el “estándar de oro” como herramienta para la medición de la interfase entre una corona y el muñón dental.

Beuer et al. reportó que el sistema CAD/CAM genera restauraciones dentales libres de defectos, uso de materiales industrializados prefabricados y con un alto control de calidad reduciendo los costos de productividad, alta reproductibilidad del muñón dental, ofrece una mayor seguridad en el manejo de

impresiones y modelos de trabajo ya que todo es virtual y no tiene riesgos de deformación o fractura (32). La afirmación de que el sistema CAD/CAM genera restauraciones libres de defectos es incierta ya que la delimitación del dado de trabajo virtual debe ser manipulada por un operador humano lo que genera un problema de evaluación y percepción personal. Si la delimitación ha quedado fuera de la línea de la terminación protésica la fresadora reproducirá la instrucción que se ha mandado generando una cofia con un deficiente sellado marginal. Con respecto a la alta reproductibilidad del muñón dental se ha demostrado que clínicamente el sistema CAD/CAM no ofrece los mejores sellados marginales, sino que sigue siendo la técnica de la cera perdida.

Sin embargo los resultados obtenidos por Kohorst et al. al comparar cuatro marcas comerciales de sistemas CAD/CAM obtuvo resultados que coinciden con nuestro estudio (46). El sistema CAD/CAM es una herramienta que se ha desarrollado para aumentar la productividad y según los fabricantes no descuidan la calidad. En las investigaciones reportadas por Tan et al. (26), In-Sung et al. (42), Limkangwalmongkol et al. (43), Bindl A y Mörmann (44), Wichmann R. et al. (45), Torsello F, Torresanto VM, Ercoli C y Cordaro L (47), Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF (48), Ural C, Burgaz Y, Saraç D (49) mencionan que en la evaluación del sellado marginal no existe diferencia estadísticamente significativa cuando se hace una comparación entre técnicas. En este estudio coincidimos con los autores anteriores ya que nuestros resultados estadísticos no encontramos diferencia significativa.

Las técnicas para la fabricación de coronas han ido revolucionando con el paso del tiempo, desde la cera hasta el sistema CAD/CAM y en la actualidad se ha desarrollado el proceso de estereolitografía enfocado a la prótesis fija usando aleaciones metálicas, alúmina, zirconia y zirconio. Sin embargo Foster et al. menciona que se puede obtener un adecuado sellado marginal de una corona hasta 120 μ m (41), cuando podemos obtener un ajuste marginal de menor tamaño.

Si se considera el grosor de un agente cementante como las resinas duales, podríamos sugerir cambiar las reglas, puesto que a menor espacio de la interfase mejor ajuste marginal lo que nos da éxito a largo plazo. En este estudio se ha demostrado que usando cualquier técnica de fabricación de coronas obtendremos valores sin diferencia estadísticamente significativa, pero si observamos los promedios obtenidos en los resultados no es necesario tener un rango mayor a los 75 μ m.



10. CONCLUSIONES

- 1) Se logró determinar que no existe diferencia estadísticamente significativa entre las tres técnicas para la fabricación de coronas.
- 2) Clínicamente la mejor técnica para la elaboración de cofias metálicas es por medio de sumersión en cera ofreciendo un mejor sellado en el hombro protésico, así como un corto tiempo de trabajo con un equipo de bajo costo.
- 3) El rango de la interfase de 30-120 μ m podría ser menor ya que en el presente estudio los promedios de las tres diferentes técnicas no excedió de los 75 μ m, pudiendo proponer un rango entre 30-75 μ m.
- 4) Aunque la tecnología ha avanzado a grandes pasos, aún requiere de modificaciones para poder alcanzar las exigencias clínicas de un tratamiento dental como en las coronas metal-porcelana.

11. ANEXOS

Anexo 1. Elaboración del dado maestro



Fig. 1 Molde de cera toda estación.



Fig. 2 Acrílico autopolimerizable dentro del molde de cera.



Fig. 3 Molde dentro de la olla de presión con agua.



Fig. 4 Olla de presión.



Fig. 5 cubo de acrílico siendo conformado en el torno paralelo.



Fig. 6 Dado maestro formado en acrílico.

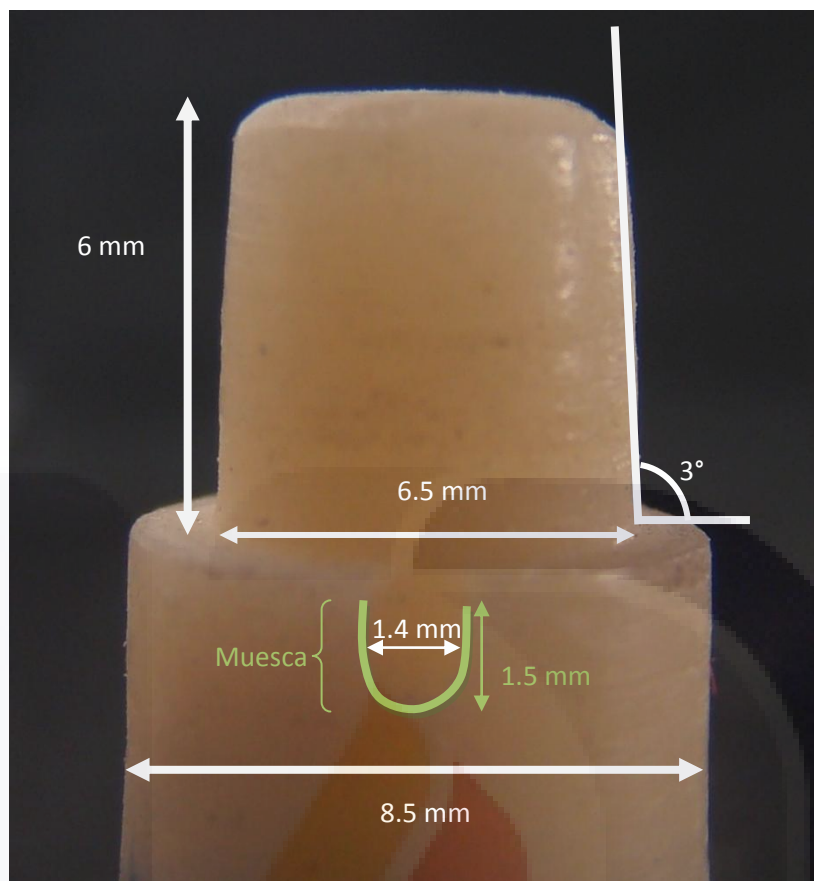


Fig. 7 Vista frontal del dado maestro con las dimensiones establecidas.

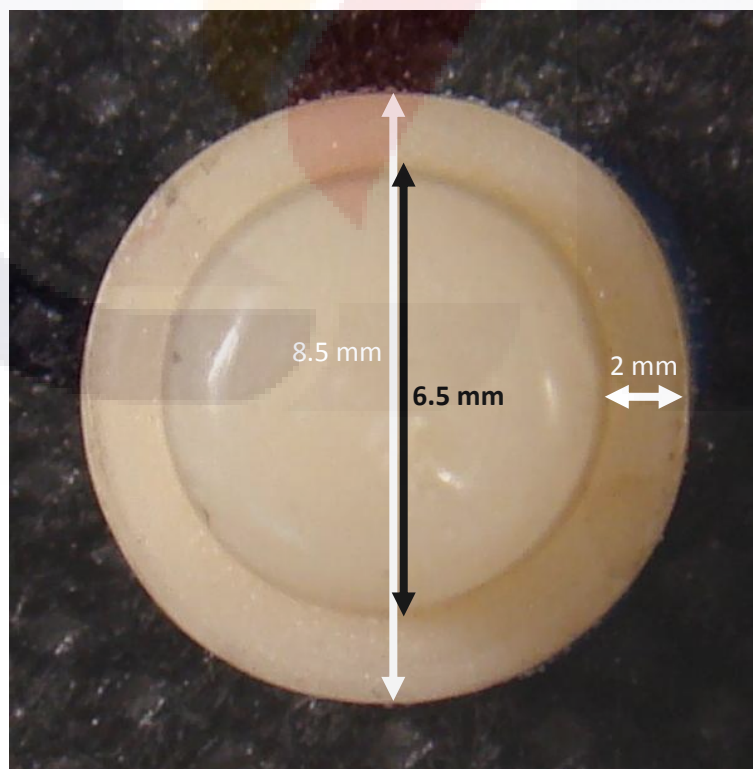


Fig. 8 Vista oclusal del dado maestro mostrando las medidas de los diámetros y el ancho del hombro protésico.



Fig. 9 Dado maestro en Níquel-cromo.



Fig. 10 Dado maestro con dos capas de barniz espaciador.

Anexo 2. Elaboración de patrones de cera por técnica de encerado manual.

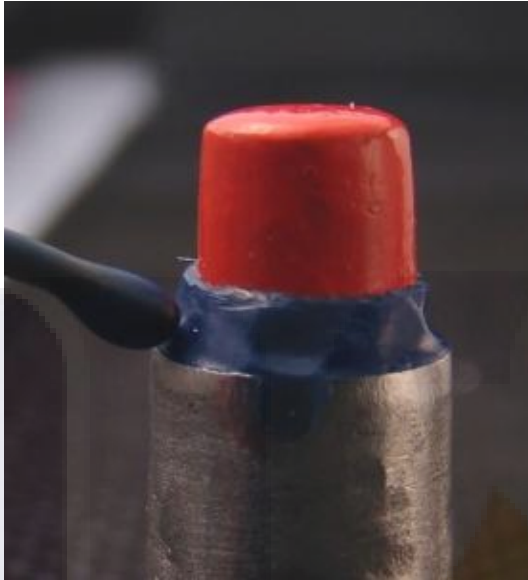


Fig. 11 Aplicando cera fundida sobre el hombro protésico.



Fig. 12 Conformando el resto del patrón con cera fundida color verde.



Fig. 13 Patrón de cera sobre el dado maestro.



Fig. 14 Patrón de cera terminado.

Anexo 3. Elaboración de patrones de cera por técnica de sumersión



Fig. 15 Sellado del hombro con cera fundida.



Fig. 16 Sumersión del dado maestro en cera líquida.



Fig. 17 Conformación del patrón de cera.



Fig. 18 Patrón de cera terminado.

Anexo 4. Elaboración de patrones de polímero acrilato por Técnica CAD/CAM.



Fig. 19 Óxido de titanio (CEREC Powder, Vita Zahnfabrik)



Fig. 20 Imagen del dado maestro capturada por el escáner InEOS.

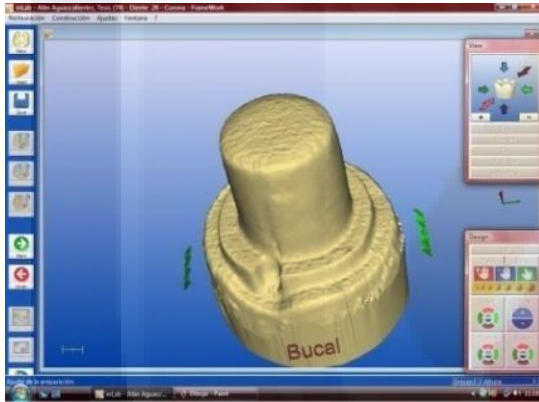


Fig. 21 Dado de trabajo virtual.

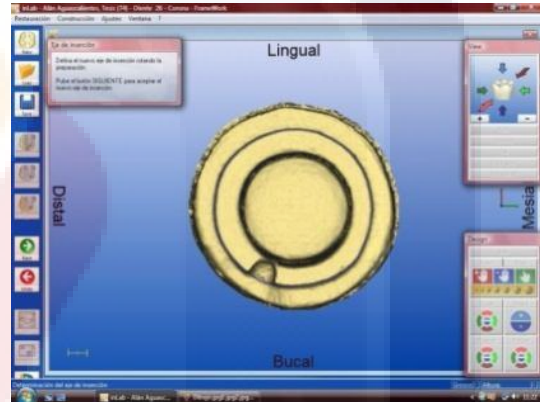


Fig. 22 Detección de retenciones desde una vista oclusal.

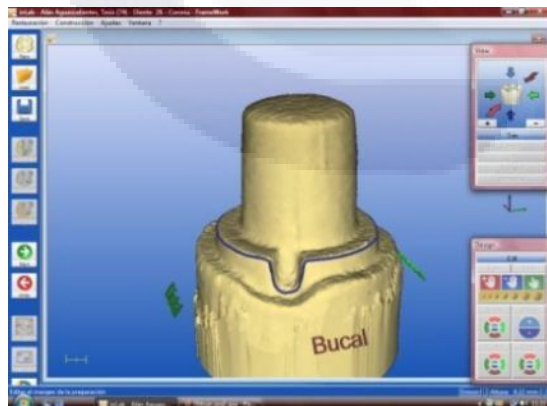


Fig. 23 Delimitación del hombro protésico.

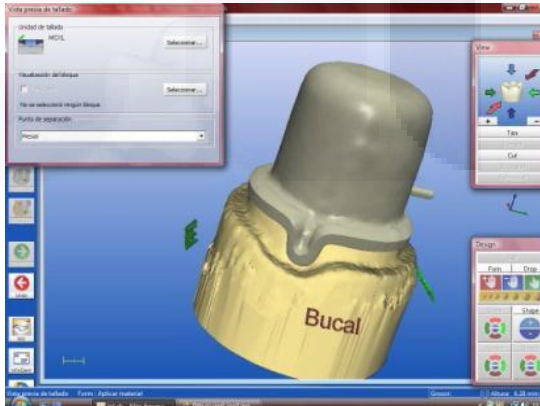


Fig. 24 Formación automática del patrón.



Fig. 25 Unidad fresadora InLab MC XL (Sirona Dental)



Fig. 26 Cubo de polímero acrilato.

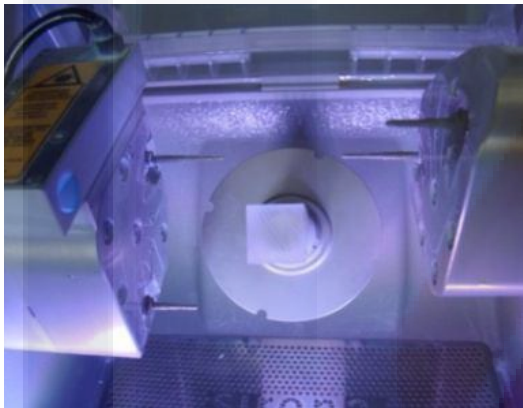


Fig. 27 Cubo dentro de la fresadora.

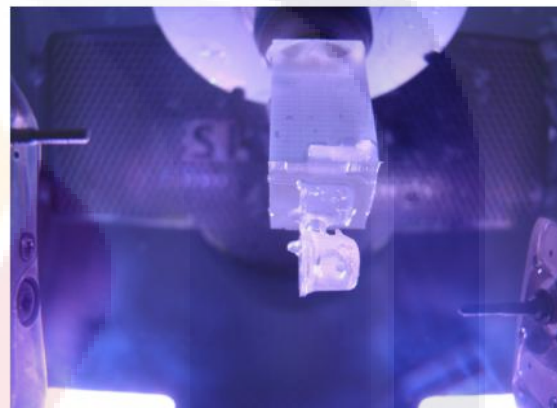


Fig. 28 Tallado del cubo formando el patrón.

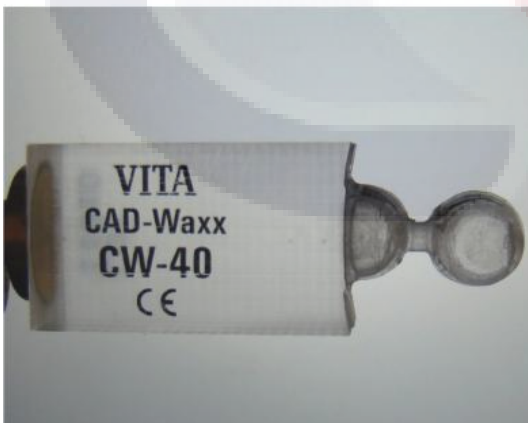


Fig. 29 Cubo tallado con el patrón.

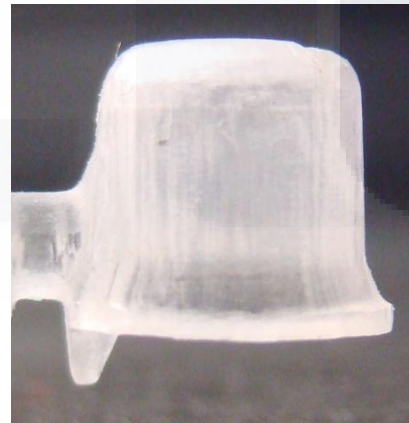


Fig. 30 Patrón de polímero acrilato terminado.



Fig. 31 Patrón de polímero acrilato sobre el dado maestro.



Fig. 32 Cofias terminadas de polímero acrilato.

Anexo 5. Técnica de cera perdida (vaciado de metal).



Fig. 33 Cuele de cera y patrón de polímero acrilato.

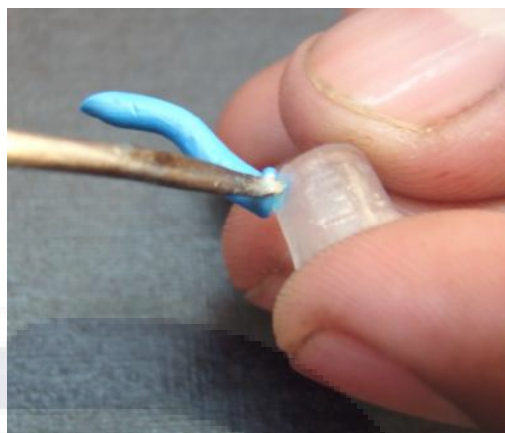


Fig. 34 Unión del cuele al patrón.



Fig. 35 Colocación de los patrones sobre la peana por medio del cuele.



Fig. 36 Patrones de polímero acrilato colocados sobre la peana.



Fig. 37 Patrones de cera por sumersión colocados sobre la peana.



Fig. 38 Patrones de cera por técnica manual sobre las peanas.



Fig. 39 Encajonado de los patrones con el cubilete.



Fig. 40 Mezclado del revestimiento al vacío.

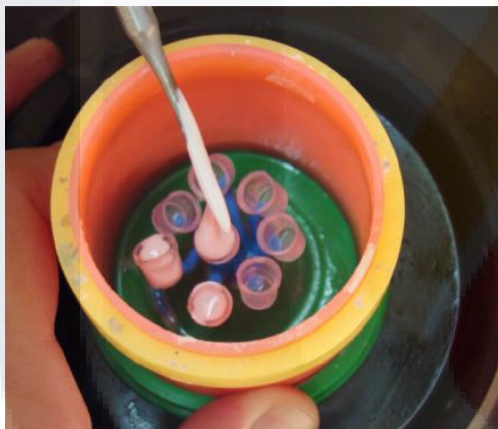


Fig. 41 Llenado con revestimiento de la parte interna de los patrones.

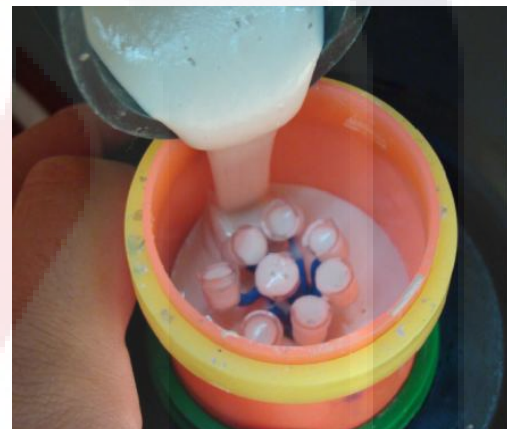


Fig. 42 Rellenado del cubilete con revestimiento.



Fig. 43 Molde de revestimiento fraguado fuera del cubilete.



Fig. 44 Molde revestimiento siendo colocado en el horno.



Fig. 45 Moldes de revestimiento dentro del horno.



Fig. 46 Metal colocado en el crisol.



Fig. 47 Fundición del metal níquel-cromo.



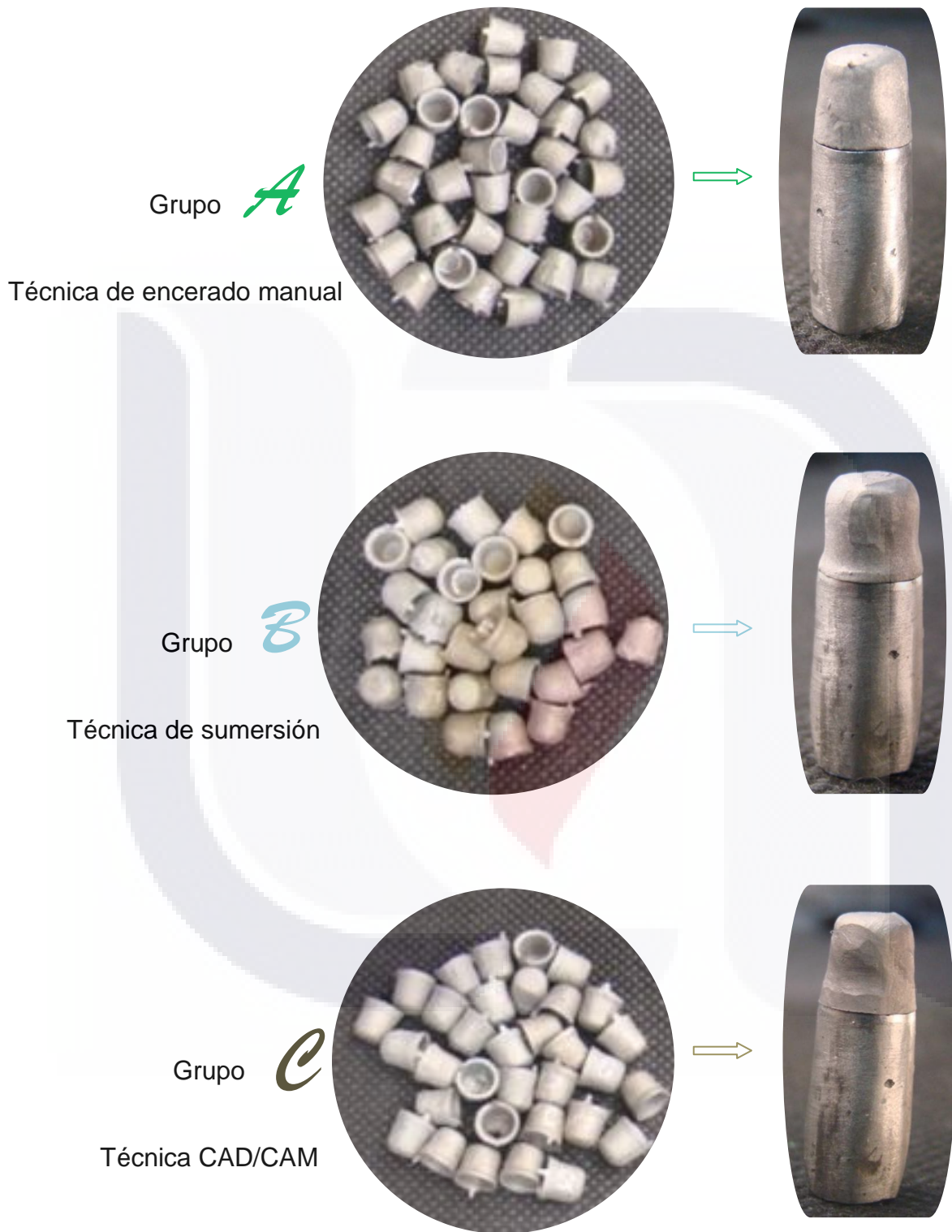
Fig. 48 Inyección del metal al molde de revestimiento.



Fig. 49 Molde de revestimiento con el metal correctamente vaciado.



Fig. 50 Cofias metálicas recuperadas del revestimiento.



12. BIBLIOGRAFÍA

1. Mallat E. Prótesis fija estética: Enfoque clínico y multidisciplinario. Madrid, España. Elsevier, 2007.
2. American Dental Association. Más información acerca de la tecnología de laboratorio dental. (En español). Consultado el 19 de noviembre de 2008.
3. Shillingburg HT. Fundamentos esenciales en prótesis fija. Quintessence Editorial, 2002.
4. Fonollosa Pla MJ. Diseño de prótesis y aparatos de ortodoncia. Barcelona, España. Masson, 2004.
5. Portal ERP SPAIN. Proyecto de “fabricación abierta” de prótesis dentales con CAD/CAM WorkNC Dental y ERP WorkPLAN (en español). Consultado el 25-10 de 2009.
6. Phillips RW. Ciencia de los materiales dentales. Madrid, España. 11ed. Elsevier-Saunders, 2004.
7. Aleaciones para uso odontológico. Información sobre el riesgo del empleo de aleaciones dentales no preciosas. Publicado por la Asociación de Empresas de Metales Preciosos de España. Madrid (sin año) (hacia 1983).
8. Albadalejo González J C y Rodríguez González I. Fundición a la cera perdida: Cellini y la magnetita. Revista de bellas artes: revista de artes plásticas, estética, diseño e imagen. 2006; 4: 13-28.
9. Kohl R, Alcoba M, Bruno M, Varela P, Contella N y Radevich O. Fundición a la cera perdida: materiales para modelo. Jornadas Sociedad Argentina de Materiales-Sociedad Chilena de Metalurgia y Materiales Revista de Metalurgia. 2003.

10. Forester T. Sociedad de alta tecnología: la historia de la revolución de la tecnología. Siglo Veintiuno editores. Pág. 204-232.
11. Blanco Fernandez J. CAD/CAM: Gráficos, Animación Y Simulación por Computador. Thomson Paraninfo. 2004. Pág. 25-40.
12. Mormann WH, Curilovic Z. CEREC CAD-CAM ceramic restorations. A case report after 5 years in place. Acta Stomatol Croat 1991; 25:3-10.
13. Apholt W, Bindl A, Luthy H, et.al. Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-Alumina and InCeram-Zirconia bars. Dent Mater 2001; 17:260-267.
14. Mormann WH. The right step to Cerec 3. Int J Comput Dent 2000; 3:3-4.
15. Cvar JF, Ryge G. Criteria for the Clinical Evaluation of Dental Restorative Materials. San Francisco, Government Printing Office, 1971.
16. Bindl A, Mormann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years preliminary results. J Adhes Dent 1999; 1:255-265.
17. Sjogren G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study. Acta Odontol Scand 1995; 53:24-28.
18. Hembree JH Jr. Comparisons of fit of CAD-CAM restorations using three imaging surfaces. Quintessence Int 1995; 26:145-147.
19. Pegoraro LF. Prótesis Fija. Sao Pablo, Brasil. Artes Médicas Latinoamérica, 2001.
20. Rosenstiel SF. Prótesis fija contemporánea. Barcelona, España. 4ed. Mosby-Elsevier, 2009.
21. Magne P. Restauraciones de porcelana adherida en los dientes anteriores. Método biomimético. Barcelona, España. Quintessence, 2004.

22. Lang NP. Atlas de prótesis de coronas y puentes. Planeación sinóptica del tratamiento. Barcelona, España. Masson, 1995.
23. Hembree JH Jr. Comparisons of fit of CAD-CAM restorations using three imaging surfaces. *Quintessence Int* 1995; 26:145-147.
24. Martins Da Rosa D. Odontología estética y prótesis fija dentogingival. Caracas, Venezuela. Amolca, 2004.
25. Carvajal JC. Prótesis Fija: Preparaciones biológicas, impresiones y restauraciones provisionales. *Mediterráneo*, 2001.
26. Tan PL, Gratton DG, Díaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont* 2008; 17:378-383.
27. Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M. Marginal accuracy al four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci* 2009; 117:319-325.
28. Rezaei SH, Madani AA, Mehraban S. An SEM evaluation of wax pattern marginal fitness using different time intervals and temperatures. *J Mashhad Dent School* 2004; 28(1-2):31-36.
29. Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P. Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy. *J Prosthet Dent* 2005; 93(2):138-142.
30. Ucar Y, Akova Tolga, Akyil M, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: Laser-sintered Co-Cr crowns. *J Prosthest Dent* 2009; 102(4):253-259.
31. Vasani R, Kawashima I, Ziebert G, Berzins D. Metal-ceramic interface evaluation of gold-infiltrated alloy. *J Prosthodont* 2009; 18:560-565.

32. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments of CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008; 204:505–511.
33. Koernschild KL, Campbell SD. Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2000; 84:492–498.
34. Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage—a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2005; 219:233–243.
35. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 2008;35: 116–122.
36. Moldovan O, Rudolph H, Quaas S, Bornemann G, Luthardt RG. Internal and external fit of CAM-made zirconia bridge frameworks a pilot study. *Dtsch Zahnärztl Z* 2006;61: 38–42.
37. Harms EJ, Harms ER. Waxing: perfecting the dip technique. *J Dent Technology* 2003; Abril/Mayo:37-40.
38. Ural C, Burgaz Y, Sarac D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. 2010; 41:585-590
39. Becker CS. Porcelain baked to gold, a new medium in prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1956;6:801.
40. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *Prosthet Dent* 1966; 16:297.
41. Foster LV. Failed conventional bridge work from general dental practice clinical as put and treatment leads. *Br Dent J* 1990;168:199.
42. In-Sung Y, Yang JH. In vitro marginal fit of three all ceramic crown system. *J Prosthet Dent* 2003; 90:459.

43. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz B. Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. *J Prosthodont* 2007; 16(4):233-237.
44. Bindl A, Mörmann H. Marginal and internal fit of all-ceramin CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005; 32:441-447.
45. Wichmann RS et.al. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *J Oral Sci* 2005; 113:174-179.
46. Kohorst P, Brinkmann KP, Li J, Stiech M. Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using differente computer-aided design/computer aided manufacturing systems. *J Oral Sci* 2009; 117:319-325.
47. Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal presicion of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19(8):772-779.
48. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2009; 22(4):374-377.
49. Ura C, Burgaz Y, Saraç D. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence Int* 2010; 41(7):585-590.
50. Lombardas P, Carbutaru A, McAlarney ME, Toothaker RW. Dimensional accuracy of castings produced with ringless and metal ring investment systems. *J Prosthet Dent* 2000; 84(1):27-31.
51. Tan FB, Wang L, Fu G, Wu SH, Jin P. An experimental study in the effect of different optical impression methods on marginal and internal fit of all-ceramic crowns. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi (Artículo en Chino)* 2010; 28(1):29-33.

52. Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown system: a preliminary study. *J Prosthet Dent* 2010; 103(2):80-90.
53. Lopes MB et.al. SEM evaluation of marginal sealing on composite restorations using different photoactivation and composite insertion methods. *Indian J Dent Res* 2009; 20(4):394-399.
54. Tsitrou EA, van Noort R. Minimal preparation designs for single posterior indirect prostheses with the use of the Cerec system. *Int J Comput Dent* 2008; 1(3-4):227-240.
55. Krifka S et.al. Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. *Oper Dent* 2009; 34(1):32-42.
56. Pilathadka S, Slezák R, Sirinivasan V, Ivancáková R. Precision of marginal adaptation of the incisor and molar Procera allceram crown copings. *Prague Med Rep* 2008; 109(1):71-82.
57. Di Iorio D et.al. Effect of margin design on the fracture resistance of Procera II ceram cores: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2008; 9(2):1-8.
58. Akbar JH et.al. Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs. *J Prosthodont* 2006; 15(3):155-163.
59. Morita M. A study on marginal leakage of crown after cyclic loading test. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi (Artículo en Japonés)* 2005; 49(5):697-707.
60. Yilmaz Y, Dalmis A, Gurbuz T, Simsek S. Retentive force and microleakage of stainless steel crowns cemented with three different luting agents. *Dent Mater J* 2004; 23(4):577-84.