

Universidad de Huánuco

Facultad de Ciencias de la Salud

ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE ODONTOLOGÍA



UDH
UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO

TESIS

AJUSTE MARGINAL EN PRÓTESIS FIJA ENTRE SISTEMA
CAD CAM E INYECTABLE EN EL LABORATORIO DENTAL
CERAMICROMA HUÁNUCO 2018.

Para Optar el Título Profesional de :
CIRUJANO DENTISTA

TESISTA

AREVALO PAYAHUA, Starlig Harvey

ASESORA

Dra. C.D. PRECIADO LARA, María Luz

Huánuco - Perú
2019

UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
ESCUELA ACADÉMICO PROFESIONAL DE ODONTOLÓGIA

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

En la Ciudad de Huánuco, siendo las 04:00 P.M. del día 09 del mes de Diciembre del año dos mil diecinueve se reunieron en la Sala de Conferencias de la Clínica Estomatológica del Jr. 2 de Mayo N° 635, en cumplimiento de lo señalado en el Reglamento de Grados y Títulos de la Universidad de Huánuco, se reunió el **Jurado Calificador** integrado por los docentes:


Mg. C.D. Mardonio Apac Palomino	Presidente
Mg. C.D. Luz Idalia Angulo Quispe	Secretaria
C.D. Julio Enrique Benites Valencia	Vocal

Nombrados mediante la Resolución N° 2347-2019-D-FCS-UDH, para evaluar la Tesis intitulada:


“AJUSTE MARGINAL EN PROTESIS FIJA ENTRE SISTEMA CAD CAM E INYECTABLE EN EL LABORATORIO DENTAL CERAMICROMA HUÁNUCO 2018”, presentado por el Bachiller en Odontología, el Sr **Starlig Harvey Arévalo Payahua**; para optar el Título Profesional de Cirujano Dentista.

Dicho acto de sustentación se desarrolló en dos etapas: exposición y absolución de preguntas; procediéndose luego a la evaluación por parte de los miembros del Jurado. Habiendo absuelto las objeciones que le fueron formuladas por los miembros del Jurado y de conformidad con las respectivas disposiciones reglamentarias, procedieron a deliberar y calificar, declarándola Aprobado por unanimidad con el calificativo cuantitativo de 16 y cualitativo de bueno.

Siendo las 05:05 P.M. del día 09 del mes de Diciembre del año 2019, los miembros del Jurado Calificador firman la presente Acta en señal de conformidad.


.....
Mg. C.D. Mardonio Apac Palomino
PRESIDENTE


.....
Mg. C.D. Luz Idalia Angulo Quispe
SECRETARIA


.....
C.D. Julio Enrique Benites Valencia
VOCAL



UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
E. A.P. DE ODONTOLOGIA



CONSTANCIA

HACE CONSTAR:

Que el Bachiller: **Sr. Arévalo Payahua, Starlig Harvey**; ha aprobado la Sustentación de Tesis quien solicita fecha y hora, jurados de sustentación del Informe final **"AJUSTE MARGINAL EN PROTESIS FIJA ENTRE SISTEMA CAD CAM E INYECTABLE EN EL LABORATORIO DENTAL CERAMICROMA HUÁNUCO 2018"**, para obtener el Título Profesional de Cirujano Dentista, realizada el día 09 de Diciembre del 2019 a horas 04:00 P.M. en la Sala de Conferencias de la Clínica Estomatológica del Jr. 2 de Mayo Cuadra N° 635 de esta ciudad, tal como consta en el Acta respectiva de Sustentación de Tesis.

Se expide la presente para los fines pertinentes.

Huánuco, 10 de Diciembre del 2019.



UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO
E.A.P. ODONTOLÓGIA

M. C. D. Mardonio Apac Palomino
Mag. C.D. Mardonio Apac Palomino
COORDINADOR ACADÉMICO

DEDICATORIA

EN PRIMER LUGAR DOY GRACIAS
A DIOS Y
MIS QUERIDOS PADRES POR
MOSTRARME EL CAMINO HACIA LA
SUPERACIÓN, PARA MI
ESPOSA Y MIS HIJOS QUE A
PESAR DE TODO SIEMPRE HAN
CREIDO EN MÍ.

AGRADECIMIENTOS

A LA UNIVERSIDAD DE HUÁNUCO, MI ALMA
MATER,

A MIS DOCENTES POR IMPARTIR SUS
CONOCIMIENTOS
EN MI FORMACIÓN PROFESIONAL.

RESUMEN

OBJETIVO: Comparar el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica entre sistema CAD CAM e inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018

MATERIALES Y MÉTODOS: En este estudio transversal, prospectivo, analítico la muestra incluyeron 20 troqueles de prótesis fija, se determinó siete parámetros para evaluar el ajuste marginal según la clasificación de Holmes y col: desajuste interno, desajuste externo, desajuste vertical, desajuste horizontal, desajuste vertical, margen sobrecontorneada, margen infracontorneada y discrepancia marginal absoluta. Los datos se analizaron mediante la estadística descriptiva (frecuencias, porcentajes, porcentaje acumulado, media, desviación estándar, valor mínimo y valor máximo). Y la estadística inferencia se utilizó la prueba chi-cuadrado. El instrumento de recolección de datos fue la ficha de observación, Para la tabulación y análisis de la información, se empleó el programa estadístico STATA versión 15.

RESULTADOS: Al comparar el desajuste interno de las prótesis fija del sistema inyectable y CAD CAM, en mayor porcentaje se encontró desajuste interno fue en las prótesis elaborados a partir del sistema inyectable con un 18,75% y en menor porcentaje las prótesis fijas elaborados mediante el sistema CAD CAM en un 6,25%. Al aplicar la prueba estadística no paramétrica chi-cuadrado se encontró diferencias significativas entre ambos grupos de estudio, cuyo valor de $p=0,04$.

CONCLUSIONES: Existe diferencia del ajuste marginal de la prótesis fija cerámica entre sistema CAD CAM e inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.

PALABRAS CLAVE: Ajuste marginal, sistema inyectable, sistema CAD CAM, Prótesis fija

ABSTRACT

OBJECTIVE: To compare the marginal adjustment of the fixed ceramic prosthesis between CAD CAM system and injectable in the Ceramicroma Huánuco 2018 dental laboratory

MATERIALS AND METHODS: In this cross-sectional, prospective, analytical study, the sample included 20 fixed prosthesis dies, seven parameters were determined to assess the marginal adjustment according to the Holmes et al classification: internal mismatch, external mismatch, vertical mismatch, horizontal mismatch, vertical mismatch, oversized margin, undercontrolled margin and absolute marginal discrepancy. Data were analyzed using descriptive statistics (frequencies, percentages, cumulative percentage, mean, standard deviation, minimum value and maximum value). And the statistical inference chi-square test was used. The data collection instrument was the observation sheet. For the tabulation and analysis of the information, the statistical program STATA version 15 was used.

RESULTS: When comparing the internal mismatch of the fixed prostheses of the injectable system and CAD CAM, in a greater percentage internal mismatch was found in the prostheses made from the injectable system with 18.75% and in a smaller percentage the fixed prostheses made by the CAD CAM system at 6.25%. When applying the chi-square non-parametric statistical test, significant differences were found between both study groups, whose value of $p = 0.04$.

CONCLUSIONS: There is a difference in the marginal adjustment of the fixed ceramic prosthesis between CAD CAM system and injectable in the Ceramicroma Huánuco 2018 dental laboratory.

ÍNDICE

DEDICATORIA.....	II
AGRADECIMIENTOS.....	III
RESUMEN.....	IV
ABSTRACT.....	V
INDICE.....	VI
ÍNDICE TABLAS.....	VIII
ÍNDICE DE GRÁFICOS	IX
INTRODUCCION	X

CAPITULO I

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. Descripción del problema.....	13
1.2. Formulación del problema	14
1.3. Objetivo General.....	14
1.4. Objetivos específicos.	14
1.5. Justificación de la investigación.....	15
1.6. Viabilidad de la investigación	15

CAPITULO II

MARCO TEORICO

2.1. Antecedentes de la investigación	17
2.2. Bases teóricas.....	27
2.3. Definición de términos.....	55
2.4. Hipótesis.....	56
2.5. Sistema de variables.....	56
2.5.1. Variable independiente.....	56
2.5.2. Variable dependiente.....	56
2.6. Operacionalización de variables... ..	57

CAPITULO III

METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

3.1.	Tipo investigación	59
3.1.1.	Diseño	59
3.1.2.	Método.....	59
3.1.3.	Diseña y esquema.....	59
3.2.	Población y muestra	59
3.3.	Técnicas e Instrumentos de recolección de recogo,validación de instrumentos.....	61
3.3.1.	Técnicas recolección de datos	61
3.3.2.	Instrumentos de recolección de datos.....	61
3.3.3.	Plan de recolección de datos.....	61
3.4.	Plan de tabulación y análisis	62

CAPITULO IV

RESULTADOS

4.1.	Procesamiento de datos.....	63
------	-----------------------------	----

CAPITULO V

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

5.1.	Contrastaciones de los resultados.....	72
CONCLUSIONES		74
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		75
ANEXOS		83

ÍNDICE TABLAS

	Pág.
Tabla 1: Comparación de desajuste interno de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM	51
Tabla 2. Comparación de desajuste externo de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM	52
Tabla 3. Comparación de desajuste vertical de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM	53
Tabla 4: Comparación de desajuste horizontal de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM	54
Tabla 5: Comparación del margen sobrecontorneado de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM	55
Tabla 6 Comparación del margen infracontorneado de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM	56
Tabla 7: Comparación de la discrepancia marginal absoluta de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM	57
Tabla 8: Análisis descriptivos de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema inyectable	58
Tabla 9: Análisis descriptivos de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema CAD CAM	

ÍNDICE DE GRÁFICOS

	Pág.
Gráfico 1: Análisis descriptivos de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema inyectable	51
Gráfico 2: Análisis descriptivos de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema CAD CAM	52

INTRODUCCIÓN

La precisión en el ajuste de la restauración de metal fundido siempre se ha mantenido como uno de los factores principales para determinar el éxito de la restauración. Una restauración bien ajustada debe ser precisa tanto a lo largo de sus márgenes como con respecto a su superficie interna (1), estudios en la literatura han revelado que el tejido gingival adyacente al margen de una corona artificial contiene infiltrado inflamatorio crónico y se cree que este infiltrado se produjo debido a la acumulación de placa bacteriana en la apertura microscópica de los márgenes de la restauración (2). El ajuste interno deficiente de un casquillo puede aumentar el grosor del cemento y, por lo tanto, influir en la estabilidad mecánica de las restauraciones dentales. La minimización de la brecha marginal de la corona y la brecha interna es un objetivo importante en la prostodoncia. Según la revisión de la literatura, la brecha marginal ideal es de 25 a 40 μm . Según McLean, la brecha marginal vertical aceptable oscila entre 120 μm (3), la brecha interna ideal oscila entre 20 μm y 40 μm , y la brecha interna oscila entre 50 μm y 100 μm (4).

El ajuste marginal es el elemento clave y el criterio más importante para la longevidad de todas las coronas de cerámica. La discrepancia marginal es la medición vertical desde el margen cervical del yeso hasta el margen de la preparación (5). La presencia de una gran brecha marginal o discrepancias abre el cemento al medio oral permitiendo que la acumulación de placa conduzca a inflamación gingival, deterioro de los tejidos blandos y enfermedades periodontales. También inicia la caries y causa pérdida ósea (6). Los estudios recientes han informado que las discrepancias marginales de 91.15–90 μm se observaron con la técnica de fabricación convencional por prensado en caliente, mientras que las coronas preparadas con la técnica CAD

/ CAM mostraron una discrepancia marginal de 87–111.07 μm . Un estudio realizado por Reiss y Walther sugirió que el margen de apertura aceptable

La precisión en el ajuste de la restauración de metal fundido siempre se ha mantenido como uno de los factores principales para determinar el éxito de la restauración. Una restauración bien ajustada debe ser precisa tanto a lo largo de sus márgenes como con

respecto a su superficie interna (1), estudios en la literatura han revelado que el tejido gingival adyacente al margen de una corona artificial contiene infiltrado inflamatorio crónico y se cree que este infiltrado se produjo debido a la acumulación de placa bacteriana en la apertura microscópica de los márgenes de la restauración (2). El ajuste interno deficiente de un casquillo puede aumentar el grosor del cemento y, por lo tanto, influir en la estabilidad mecánica de las restauraciones dentales. La minimización de la brecha marginal de la corona y la brecha interna es un objetivo importante en la prostodoncia. Según la revisión de la literatura, la brecha marginal ideal es de 25 a 40 μm . Según McLean, la brecha marginal vertical aceptable oscila entre 120 μm (3), la brecha interna ideal oscila entre 20 μm y 40 μm , y la brecha interna oscila entre 50 μm y 100 μm (4).

La precisión en el ajuste de la restauración de metal fundido siempre se ha mantenido como uno de los factores principales para determinar el éxito de la restauración. Una restauración bien ajustada debe ser precisa tanto a lo largo de sus márgenes como con respecto a su superficie interna (1), estudios en la literatura han revelado que el tejido gingival adyacente al margen de una corona artificial contiene infiltrado inflamatorio crónico y se cree que este infiltrado se produjo debido a la acumulación de placa bacteriana en la apertura microscópica de los márgenes de la restauración (2).

El ajuste marginal es el elemento clave y el criterio más importante para la longevidad de todas las coronas de cerámica. La discrepancia marginal es la medición vertical desde el margen cervical del yeso hasta el margen de la preparación (5). La presencia de una gran brecha marginal o discrepancias abre el cemento al medio oral permitiendo que la acumulación de placa conduzca a inflamación gingival, deterioro de los tejidos blandos y enfermedades periodontales. También inicia la caries y causa pérdida ósea (6). Los estudios recientes han informado que las discrepancias marginales de 91.15–90 μm se observaron con la técnica de fabricación convencional por prensado en caliente, mientras que las coronas preparadas con la técnica CAD

/ CAM mostraron una discrepancia marginal de 87–111.07 μm . Un estudio realizado por Reiss y Walther sugirió que el margen de apertura aceptable

debería estar entre 50 y 120 μm (7). Se utilizaron varios métodos, que van desde la estereomicroscopía, microscopía electrónica de barrido, microscopía óptica y tomografía computarizada para evaluar el margen ajuste de las restauraciones (8).

El ajuste marginal es uno de los factores básicos en el éxito de las restauraciones (9). Un ajuste marginal deficiente podría conducir a la disolución del cemento, decoloración o tinción marginal, microfiltración y caries secundaria (10). Por lo tanto, es importante minimizar las brechas marginales para disminuir la incidencia de complicaciones asociadas. Además, no está claro si las restauraciones fabricadas por los sistemas CAD-CAM muestran un nivel de adaptación comparable a las restauraciones fabricadas por el técnico de laboratorio dental, ya que la literatura generalmente se limita a la comparación entre diferentes sistemas CAD-CAM (11) y solo unos pocos estudios tienen un grupo de control (12). Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue comparar la apertura marginal de las coronas de disilicato de litio prensado con las que utilizan técnicas CAD / CAM. La hipótesis nula era que no existe una diferencia estadísticamente significativa entre las brechas marginales de las 2 técnicas (prensa y CAD / CAM).

CAPÍTULO I

PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN

1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

El ajuste marginal de una prótesis fija es uno de los factores más importantes para un tratamiento protésico exitoso (13). Un ajuste marginal ideal mantiene un estado periodontal saludable y evita la disolución del cemento (14). Por otro lado, un ajuste marginal deficiente tiene un impacto negativo en el periodonto, lo que dificulta el mantenimiento a largo plazo de la salud del paciente después de la colocación del implante (15). Además, un excelente ajuste interno aumenta la retención de la prótesis (16). Por estas razones, se han realizado numerosos estudios sobre el ajuste marginal e interno de una prótesis para determinar su pronóstico (17). Además, los estudios de Han et al (18), Boitelle y col (19), y Zeller et al (20) informaron resultados diferentes incluso cuando se compararon solo dos métodos. Además, los resultados de estudios previos que examinaron los diversos métodos para medir el ajuste marginal e interno de la prótesis fueron difíciles de comparar debido a las diferencias en la condición experimental en cada estudio. Por lo tanto, aunque estudios previos han examinado la importancia de los diversos métodos de evaluación, todavía falta una comparación objetiva entre ellos.

Con los recientes avances en el diseño asistido por computadora y los sistemas de fabricación asistida por computadora (CAD-CAM), la brecha marginal de la prótesis tiene un valor muy bajo dentro de 100 μm , mientras que la mayoría de la literatura informa que la brecha marginal clínicamente admisible está dentro un rango de 100-120 μm (21). Varios estudios anteriores han evaluado la aptitud de las prótesis fijas en función de este rango clínicamente admisible (22), pero si existen diferencias en los valores resultantes basados en el método de evaluación utilizado, es difícil una comparación objetiva. Por lo tanto, para una medición precisa, es necesario verificar las diferencias entre los diversos métodos presentados recientemente.

1.2 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.2.1. Problema general

¿Cuál es la diferencia del ajuste marginal de la prótesis fija cerámica entre sistema CAD CAM e inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018?

1.2.2. PROBLEMAS ESPECÍFICOS

PE 01

¿Cuál es el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018?

PE 02

¿Cuál es el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018?

PE 03

¿Cuál es el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM e inyectable según cara vestibular, palatina, mesial y distal?

1.3 OBJETIVO GENERAL

Comparar el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica entre sistema CAD CAM e inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.

1.4. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

OE 01

Determinar el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.

OE 02

Determinar el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.

OE 03

Determinar el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM e inyectable según cara vestibular, palatina, mesial y distal.

1.5. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

La presente investigación se justifica por las siguientes razones.

TEÓRICA:

Son escasos los estudios sobre el sellado marginal de prótesis fija CAD/CAM metal-cerámica y de óxido de circonio, por tanto esta investigación tiene importancia teórica porque nos ofrece el respaldo científico al aportarnos información en cuanto a los niveles de adaptación marginal de las copias realizadas por los sistemas CAD CAM e inyectable.

1.6. VIABILIDAD DE LA INVESTIGACIÓN

Técnico

Se cuenta con los conocimientos y habilidades necesarias por parte del investigador y el recurso humano que formaran parte del estudio, para llevar a cabo dicha investigación.

OPERATIVO

Se cuenta con materiales que involucra el estudio, para la operación del proyecto.

ECONÓMICO

Este estudio es factible, ya que se cuenta con todos los recursos económicos necesarios para llevarla a cabo, el cual será financiado en su totalidad por el investigador.

Por todo lo mencionado el estudio es factible o viable para su realización

CAPITULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes de la investigación

A nivel internacional

Hijo K, Lee S, Kang S, Park J, Lee K, Jeon M, et al. Corea 2019. Estudio comparativo de métodos de evaluación de ajuste marginal e interno para prótesis dentales fijas. OBJETIVO comparar cinco métodos de evaluación de ajuste marginal e interno para prótesis fijas. METODOLOGÍA Se usó una muestra especialmente diseñada para medir el ajuste marginal e interno de la prótesis según el método de sección transversal (CSM), la técnica de réplica de silicona (SRT), el método de triple exploración (TSM), la tomografía microcomputada (MCT) y tomografía de coherencia óptica (OCT). RESULTADOS Los cinco métodos mostraron diferencias significativas en las cuatro regiones evaluadas ($p < 0,001$). Las regiones marginal, axial, angular y oclusal mostraron valores medios bajos: CSM (23.2 μm), TSM (56.3 μm), MCT (84.3 μm) y MCT (102.6 μm),

respectivamente. El ajuste marginal para cada método estuvo en el rango de 23.2-83.4 μm y el ajuste interno (axial, angular y oclusal) varió de 44.8- 95.9 μm , 84.3-128.6 μm y 102.6-140.5 μm ,

respectivamente. CONCLUSIONES El ajuste marginal e interno mostró diferencias significativas según el método. Incluso si los valores de evaluación del ajuste marginal e interno se encuentran dentro del rango clínico permitido, se deben considerar las diferencias en los valores según el método (23).

Al Hamad K, Al Quran F, AlJalam S, Baba N . Jordania 2019. Comparación de la precisión del ajuste de coronas de disilicato de litio, metal y circonio hechas de diferentes técnicas de fabricación. OBJETIVO Evaluar la precisión del ajuste de coronas de metal, disilicato de litio y circonio, que se produjeron utilizando diferentes técnicas de fabricación. MATERIALES Y MÉTODOS: Se reclutaron diez pacientes que necesitaban una corona molar. Se fabricaron ocho coronas para

cada paciente: 2 circonias, 3 disilicato de litio (e.max) y 3 coronas de metal y cerámica utilizando técnicas convencionales, convencionales / digitales y digitales. Los espacios marginales, axiales y oclusales se midieron utilizando una técnica de réplica. Las réplicas se seccionaron mesiodistally y buccolingualmente y se observaron bajo un microscopio estereoscópico. Se realizaron un total de 32 mediciones para cada réplica de la corona en 3 puntos diferentes (12

marginales, 12 axiales y 8 oclusales). El análisis estadístico se realizó mediante pruebas ANOVA de dos vías y Tukey HSD. RESULTADOS Las medias marginales variaron de $116.39 \pm 32.76 \mu\text{m}$ para el grupo metal- cerámica convencional a $147.56 \pm 31.56 \mu\text{m}$ para el grupo digital e.max. El espacio axial más pequeño se registró para el grupo de zirconia digital ($76.19 \pm 23.94 \mu\text{m}$), mientras que el espacio axial más grande se registró para el e.max convencional ($101.80 \pm 19.81 \mu\text{m}$) y los grupos metal- cerámicos convencionales / digitales ($101.80 \pm 35.31 \mu\text{m}$) Las coronas convencionales e.max tenían el espacio medio oclusal más pequeño ($185.59 \pm 59.09 \mu\text{m}$), mientras que el grupo digital e.max tenía el espacio medio oclusal más grande ($295.38 \pm 67.80 \mu\text{m}$). El tipo de corona no tuvo un efecto significativo en el ajuste marginal ($p = 0.07$, $f = 2.71$), axial ($p = 0.75$, $f = 0.29$) u oclusal ($p = 0.099$, $f = 2.4$), mientras que el método de fabricación tuvo un efecto significativo solo en espacio axial ($p = 0.169$, $f = 1.82$, $p = 0.003$, $f = 6.21$, y $p = 0.144$, $f = 2$ para ajuste marginal, axial y oclusal, respectivamente). La fabricación digital produjo espacios axiales significativamente más pequeños que el método convencional ($p = 0.02$) y el método digital convencional ($p = 0.005$). CONCLUSIONES El tipo de corona y el método de fabricación no tuvieron efecto sobre el espacio marginal y oclusal de la corona posterior simple, mientras que el método de fabricación tuvo un efecto significativo sobre el espacio axial. El método digital produjo el ajuste axial más pequeño en comparación con los otros métodos, mientras que el tipo de corona no tuvo efecto en el espacio axial (24).

Miegimolle B. España 2018. Evaluación del sellado marginal de coronas CAD/CAM metal-cerámica, de circona con recubrimiento y monolítica sobre

implantes con conexión externa e interna. OBJETIVOS comparar el ajuste marginal entre coronas posteriores sobre implantes CAD/CAM metal cerámica, de óxido de circonio con recubrimiento, y monolíticas; analizar si los valores de discrepancia marginal se encontraban dentro de los clínicamente aceptables; evaluar si existen diferencias de ajuste marginal entre la conexión externa e interna y evaluar las discrepancias entre las caras vestibular y lingual de las

restauraciones. MATERIAL Y MÉTODOS Para el presente estudio *in vitro*, se confeccionaron 60 probetas en metacrilato mecanizado macizo, que se utilizarán como base de retención de los implantes. Se seleccionaron dos sistemas de implantes, con dos tipos de conexión implante-pilar: -Conexión externa (TSH; Phibo®, Sentmenat, Barcelona). -Conexión interna (Tapered Screw-Vent; Zimmer Biomet; Holdings Inc, Warsaw, Indiana, USA). Dentro de cada tipo de conexión, se estudiaron 3 tipos de materiales para restauraciones posteriores unitarias: - Metal cerámica sobre un pilar de titanio (MC). -Circona monolítica sobre un pilar de circona (MO). - Circona con cerámica de recubrimiento sobre un pilar de circona. (ZR). El estudio del sellado marginal se realizó en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid, mediante microscopía electrónica de barrido (MEB). RESULTADOS Los resultados obtenidos en el estudio no encontraron diferencias estadísticamente significativas en el ajuste marginal al comparar conexión externa con conexión interna. Al analizar las diferencias entre vestibular (V) y lingual (L) entre cada grupo de conexión externa, el t test pareado demostró diferencias significativas para MC ($p=0.007$), pero no se encontraron diferencias significativas entre las caras vestibular (V) y lingual (L) para la conexión interna en ningún grupo. Sin embargo al analizar las discrepancias entre vestibular (V) y lingual (L) entre cada grupo independientemente de la conexión, el t test pareado demostró diferencias significativas para MC ($p= 0,025$). Al comparar la discrepancia marginal de los 3 grupos se observó que el grupo ZR obtuvo valores de discrepancia marginal inferiores al resto de grupos ($p= 0.009$). CONCLUSIONES Todos los valores obtenidos se encontraban dentro de los clínicamente aceptables ($\leq 120\mu\text{m}$). Los valores de discrepancia marginal fueron

menores en las restauraciones de óxido de circonio con recubrimiento que en el resto de los grupos. No se encontraron diferencias significativas en la discrepancia marginal entre las caras vestibular y lingual de las restauraciones cerámicas estudiadas. No se encontraron diferencias en la discrepancia marginal entre la conexión externa e interna de las muestras estudiadas (25).

Azar B, Eckert S, Kunkela J, Ingr T, Mounajjed R. Brasil 2018. El ajuste marginal de las coronas de disilicato de litio: prensa vs. CAD / CAM OBJETIVO comparar la brecha marginal vertical de los dientes restaurados con coronas de disilicato de litio fabricadas con CAD / CAM o por enfoque de cerámica prensada. METODOLOGÍA Veinte dientes del tercer molar mandibular se recogieron después de extracciones quirúrgicas y se prepararon para recibir coronas de carillas completas. Los dientes se escanearon ópticamente y se usaron bloques de disilicato de litio para fabricar coronas usando la técnica CAD / CAM. Se hicieron impresiones de polivinil siloxano de los dientes preparados y se fabricaron coronas de disilicato de litio prensado monolítico. La brecha marginal se midió utilizando un microscopio óptico a 200 aumentos (Keyence VHX-5000, Japón). El análisis estadístico se realizó mediante la prueba de Wilcoxon. Las coronas prensadas de disilicato de litio tenían huecos marginales significativamente más pequeños ($p = 0.006$) ($38 \pm 12 \mu\text{m}$) que las coronas CAD / CAM de disilicato de litio ($45 \pm 12 \mu\text{m}$). RESULTADOS Esta investigación indica que las coronas de disilicato de litio fabricadas con la técnica de prensa tienen huecos marginales considerablemente más pequeños en comparación con los fabricados con la técnica CAD / CAM en entornos in vitro. CONCLUSIONES Las brechas marginales logradas por las coronas en todos los grupos estaban dentro de un rango clínicamente aceptable (26).

Batson E, Cooper L, Duqum I, Mendonça G. Estados Unidos 2014. Resultados clínicos de tres sistemas de corona diferentes con tecnología CAD / CAM. OBJETIVO fue evaluar la calidad de la restauración y la respuesta gingival a las restauraciones posteriores de un solo diente fabricadas con CAD / CAM con

diferentes tecnologías de procesamiento. MATERIAL Y MÉTODOS: Veintidós personas que necesitaban coronas de cobertura completa posterior fueron reclutadas bajo un protocolo aprobado por la junta de revisión institucional. Los dientes se asignaron al azar a 1 de 3 grupos: cerámica de metal, disilicato de litio y circonia monolítica. Se eligió un diente no preparado o mínimamente restaurado en el lado contralateral como diente de control para las mediciones gingivales con cada participante. Los dientes fueron preparados y escaneados intraoralmente por 1 de 3 practicantes experimentados. Un total de 32 restauraciones fueron diseñadas y fabricadas digitalmente con tecnología de fresado o impresión y fundición de prototipos rápidos con aplicación de porcelana convencional. Las restauraciones se evaluaron con criterios modificados del Servicio de Salud Pública de los Estados Unidos para el contorno, la adaptación marginal, la oclusión y la sombra. El volumen del líquido crevicular gingival y el sangrado al sondaje se registraron antes de la operación, en las visitas de 1 mes y 6 meses posteriores a la cementación. Se realizaron impresiones de polivinil siloxano del margen bucal de restauraciones cementadas y se evaluaron con tomografía microcomputada para evaluar la adaptación marginal (discrepancia horizontal). El puntaje medio de la fila Mantel Haenszel se usó para evaluar si los sistemas de corona diferían con respecto a los criterios modificados del Servicio de Salud Pública de los Estados Unidos. Se usaron modelos lineales mixtos para evaluar si los volúmenes gingivales promedio se vieron afectados por las variables explicativas (sistema de la corona, estado del diente [tratado versus control] o visita). Se utilizó un enfoque de ecuación de estimación generalizada para evaluar si el sangrado al sondaje se vio afectado por las variables explicativas.

RESULTADOS Se fabricaron doce restauraciones de cerámica de metal, 10 de disilicato de litio y 10 de circonio para 22 participantes. Las restauraciones de circonia fueron significativamente diferentes de los otros 2 sistemas de corona ($P < .001$) con respecto a la oclusión. No se necesitó ajuste oclusal en el 80% de las restauraciones de circonio. Los volúmenes medios de líquido crevicular gingival no difirieron entre los sistemas de corona, entre los grupos tratados y de control, o con el tiempo. La discrepancia marginal horizontal promedio fue

significativamente diferente entre el disilicato de litio y las coronas de circonio ($P = .027$), con coronas de circonio que tienen la menor cantidad de discrepancia marginal horizontal. **CONCLUSIONES** Dado el pequeño tamaño de la muestra y las limitaciones de este estudio, las restauraciones

generadas por CAD / CAM para dientes posteriores hechas de diferentes materiales tuvieron resultados clínicos aceptables (27).

Anadioti E, Aquilino S, Gratton D, Holloway J, Denry I, Thomas G, et al. Estados Unidos 2014. Ajuste marginal 3D y 2D de coronas de disilicato de litio prensado y CAD / CAM hechas de impresiones digitales y convencionales. OBJETIVO evaluaron el ajuste marginal 3D y 2D de coronas totalmente cerámicas prensas y diseñadas por computadora

/ fabricadas por computadora (CAD / CAM) hechas de impresiones digitales y convencionales. **MATERIALES Y MÉTODOS:** Se preparó un diente dentoformado (# 30) para una corona totalmente cerámica (matriz maestra). Se realizaron 30 moldes definitivos de tipo IV a partir de 30 impresiones de polivinil siloxano (PVS). Treinta modelos de resina se produjeron a partir de treinta impresiones de escáner oral Lava Chairside. Se prensaron treinta coronas en disilicato de litio (IPS e.max Press; 15 / técnica de impresión). Se fresaron treinta coronas a partir de bloques de disilicato de litio (IPS e.max CAD; 15 / técnica de impresión) utilizando el escáner E4D y el motor de fresado. La matriz maestra y el hueco de las coronas se digitalizaron usando una máquina de medición de coordenadas láser 3D con una precisión de ± 0.00898 mm. Para cada muestra se creó un conjunto de datos separado para el software Qualify 2012. La matriz maestra digital y el hueco digital de cada corona se fusionaron utilizando la mejor alineación. Un área por encima del margen con 0. Se definió circunferencialmente el ancho oclusal-gingival de 75 mm. El ajuste marginal 3D de cada muestra fue un promedio de todos los valores de separación 3D en esa área. Para las mediciones en 2D, la brecha marginal se midió en dos puntos estandarizados (en el margen y a 0,75 mm por encima del margen), desde secciones digitalizadas facial- lingual y mesial-distal

estandarizadas. El ANOVA de una vía con la diferencia honestamente significativa de Tukey post hoc y las pruebas de ANOVA de dos vías se utilizaron, por separado, para el análisis estadístico de los datos marginales 3D y 2D (alfa = 0.05). de secciones estandarizadas facial-lingual y mesial-distal digitalizadas. El ANOVA de una vía con la

diferencia honestamente significativa de Tukey post hoc y las pruebas de ANOVA de dos vías se utilizaron, por separado, para el análisis estadístico de los datos marginales 3D y 2D (alfa = 0.05). de secciones estandarizadas facial-lingual y mesial-distal digitalizadas. El ANOVA de una vía con la diferencia honestamente significativa de Tukey post hoc y las pruebas de ANOVA de dos vías se utilizaron, por separado, para el análisis estadístico de los datos marginales 3D y 2D (alfa = 0.05). RESULTADOS ANOVA unidireccional reveló que la brecha marginal media en 3D y 2D para el grupo A: impresión PVS / IPS e.max Press (0.048 mm ± 0.009 y 0.040 mm

± 0.009) fueron significativamente más pequeños que los obtenidos de los otros tres grupos (p < 0.0001), aunque no se encontraron diferencias significativas entre los grupos B: impresión PVS / IPS e.max CAD (0.088 mm ± 0.024 y 0.076 mm ± 0.023), C: impresión digital / IPS e.max Press (0.089 mm ± 0.020 y 0.075 mm ± 0.015) y D: impresión digital / IPS e.max CAD (0.084 mm ± 0.021 y 0.074 mm ± 0.026). Los resultados de ANOVA bidireccional revelaron una interacción significativa entre las técnicas de impresión y los métodos de fabricación de coronas para mediciones 3D y 2D. CONCLUSIONES La combinación del método de impresión PVS y la técnica de fabricación de prensas produjo los ajustes marginales 3D y 2D más precisos (28).

Ng J, Ruse D, Wyatt C. Canadá 2014. Una comparación del ajuste marginal de coronas fabricadas con métodos digitales y convencionales. OBJETIVO fue determinar y comparar el ajuste marginal de las coronas fabricadas con métodos digitales y convencionales. MATERIAL Y MÉTODOS: El segundo premolar derecho superior se preparó para una corona de cerámica en un tipodonto. El tipodonto se

digitalizó luego con un escáner de laboratorio, y el archivo digital se usó para fresar una réplica del arco maxilar a partir de un bloque monolítico de zirconia estabilizada con itria para servir como modelo maestro. Las impresiones digitales del segundo premolar superior derecho preparado se registraron con una unidad de exploración. Los archivos escaneados se exportaron como archivos .STL y se enviaron por correo electrónico a un

laboratorio dental. Los archivos se ingresaron en un flujo de trabajo de diseño digital para articulación digital, depilación digital y diseño de la corona definitiva. Se produjeron quince coronas fresando bloques de cerámica de vidrio de disilicato de litio diseñados por computadora con un fresado de 5 ejes. Se produjeron quince coronas de cerámica de vidrio de disilicato de litio con una impresión convencional y un método de fabricación de laboratorio. El troquel de zirconia original se retiró del modelo maestro de zirconia para evaluar los márgenes de la corona. Las mediciones de la brecha marginal circunferencial se realizaron en 8 ubicaciones de medición: ángulos mesial, distal, bucal, palatal y de línea asociada (mesiovestibular, mesiolingual, distoventral y distolingual). Se realizaron mediciones para determinar el componente vertical de la brecha marginal de acuerdo con la definición de ajuste marginal. y distolingual). Se realizaron mediciones para determinar el componente vertical de la brecha marginal de acuerdo con la definición de ajuste marginal. y distolingual). Se realizaron mediciones para determinar el componente vertical de la brecha marginal de acuerdo con la definición de ajuste marginal. RESULTADOS Se registraron y midieron un total de 240 imágenes (2 grupos, 15 coronas por grupo, 8 sitios por corona). La medición global de la separación vertical

\pm SD para las coronas hechas digitalmente fue de $48 \pm 25 \mu\text{m}$, que fue significativamente menor que la de las coronas hechas de manera convencional ($74 \pm 47 \mu\text{m}$). CONCLUSIÓN: El método de fabricación totalmente digital proporcionó un mejor ajuste de margen que el método convencional (29).

Martins L, Lorenzoni F, Melo A, Silva L, Oliveira J, Oliveira P, et al. Brasil 2012. Ajuste interno de dos sistemas totalmente cerámicos y coronas metal-cerámicas.

OBJETIVOS investigar el ajuste interno (IF) de alúmina infiltrada en vidrio (ICA - In-Ceram Alumina), policristales de zirconia tetragonal estabilizados con itria (Y-TZP - IPS e.max ZirCAD) y metal de cerámica (MC - aleación de Ni-Cr). MATERIAL Y MÉTODOS: Se produjeron sesenta réplicas estandarizadas de dientes de resina de un primer molar maxilar para la colocación de la corona y se dividieron en 3 grupos (n = 20 cada uno) de acuerdo con el material central utilizado

(metal, ICA o Y-TZP). El IF de las coronas se midió utilizando la técnica de réplica, que emplea un material de impresión de polivinil siloxano de cuerpo ligero para simular el espesor de la capa de cemento. Los datos se analizaron de acuerdo con las superficies obtenidas para el espacio oclusal (OS), el espacio axial (AS) y la media total (TM) utilizando ANOVA de dos vías con la prueba de comparación múltiple de Tukey ($p < 0.05$). RESULTADOS No se detectaron diferencias entre las diferentes áreas en el grupo MC. Para los grupos Y-TZP e ICA, AS fue estadísticamente más bajo que OS y TM. No se observaron diferencias en AS entre los grupos. Sin embargo, OS y TM mostraron valores significativamente más altos para los grupos ICA e Y-TZP que para el grupo MC. Las comparaciones de ICA e Y-TZP revelaron que OS fue significativamente menor para el grupo Y-TZP, mientras que no se observaron diferencias para TM. CONCLUSIONES La media total alcanzada por todos los grupos estuvo dentro del rango de aceptabilidad clínica. Sin embargo, el grupo metal-cerámico demostró valores significativamente más bajos que los grupos totalmente cerámicos, especialmente en OS (30).

A NIVEL NACIONAL

Loarte M. Lima Perú 2017. Comparación *in vitro* de la adaptación marginal e interna de cofias metálicas de aleación cobalto cromo (Co-Cr) confeccionadas con dos técnicas: de la cera perdida colada por centrifugación convencional y el sistema de fresado de bloques en seco asistido por computador (CAD/CAM). OBJETIVO.

comparar la adaptación marginal e interna de cofias metálicas unitarias de aleación Co-Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer confeccionadas mediante dos técnicas: cera pérdida colada por centrifugación convencional y el sistema de fresado de bloques en seco asistido por computador (CAD/CAM). MATERIALES Y MÉTODOS. Se confeccionó un modelo maestro de Co-Cr de una pieza preparada con terminación chamfer mediante sistema de fresado de bloques en seco CAD/CAM, a partir del cual se confeccionaron 14 modelos en yeso tipo

V (13 para la técnica de cera pérdida colada por centrifugación convencional y 1 para el sistema de fresado de bloques en seco asistido por CAD/CAM) de los cuales se fabricaron 26 cofias de aleación Co-Cr en total, 13 cofias para cada técnica a evaluar. Se utilizó la técnica de réplica de silicona para evaluar las adaptaciones marginales e internas con la silicona VPES Fit Checker™ Advance (GC corporation, Tokyo, Japan) a una presión constante de 15 N durante dos minutos en una máquina de ensayo universal Instron CTM-5L (LG Electronics, Seúl, Korea), cada muestra fue seccionada en cruz primero en sentido vestíbulo-palatino y segundo en sentido mesio-distal, luego con un estéreomicroscopio Leica S8 APO (Leica Biosystems GmbH, Wetzlar, Germany) a un aumento de 40X se evaluó en μm las discrepancias marginales e internas, 12 medidas por espécimen, 6 medidas en sentido vestíbulo-palatino y 6 mesio-distal, dividiéndose en zona cervical, axial y oclusal. RESULTADOS. Los análisis estadísticos incluyeron la prueba t de Student y U Mann-Whitney, previamente se evaluó los supuestos de normalidad con la prueba de Shapiro-Wilk para analizar diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ($p < 0.05$). Las cofias que presentaron una menor discrepancia marginal en la zona cervical fueron las confeccionadas por el sistema de fresado de bloques en seco asistido por CAD/CAM (A1: $32.81 \pm 7.91 \mu\text{m}$, F1: $35.05 \pm 8.87 \mu\text{m}$) en sentido vestíbulo-palatino con una diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$) en comparación con la técnica de cera pérdida colada por centrifugación convencional (A1: $89.65 \pm 58.39 \mu\text{m}$, F1: $92 \pm 88.40 \mu\text{m}$) pero en sentido mesio-distal numéricamente el sistema de fresado de bloques en seco asistido por CAD/CAM (A2: $65.75 \pm 23.98 \mu\text{m}$, F2: $97.66 \pm 24.40 \mu\text{m}$)

presento menor discrepancia marginal en comparación con la técnica de cera pérdida colada por centrifugación convencional (A2: $91.72 \pm 67.13 \mu\text{m}$, F2: $92 \pm 50.59 \mu\text{m}$) pero no hubo diferencia estadísticamente significativa ($p < 0.05$). La menor discrepancia interna fueron en las cofias realizadas mediante la técnica de cera pérdida colada por centrifugación convencional en la zona axial tanto en sentido vestíbulo-palatino y mesio-distal con diferencias estadísticamente significativa ($p < 0.05$) pero en la zona oclusal tanto en sentido vestíbulo-palatino y mesio-distal presentaron menor discrepancia interna el sistema de fresado de bloques en seco asistido por CAD/CAM con diferencias estadísticamente significativa ($p < 0.05$). CONCLUSIONES. Las cofias que

resentaron una mejor adaptación marginal fueron las que se confeccionaron mediante el sistema de fresado de bloques en seco asistido por CAD/CAM. Las que presentaron mejor adaptación interna en la zona axial fueron las cofias realizadas mediante la técnica de cera pérdida colada por centrifugación convencional y en la zona oclusal presentaron mejor adaptación interna el sistema de fresado de bloques en seco asistido por CAD/CAM (31).

A NIVEL REGIONAL

No se encuentran ninguna investigación alguna.

2.2. BASES TEÓRICA

2.2.1. Prótesis Fija de cerámica

2.2.1.1. Definición

Las cerámicas engloban una gran familia de materiales inorgánicos dentro del grupo de materiales no metálicos. Son mayoritariamente resistentes al agua y en gran parte o en su totalidad, son materiales cristalinos o mezclas de sustancias, fabricadas por sinterización, procedimiento en cuyo transcurso un cuerpo moldeado poroso se transforma en un cuerpo sólido denso, aumentando la resistencia mecánica (32,33).

Las características que deben cumplir los materiales cerámicos son: biocompatibilidad, estabilidad cromática, baja conductividad térmica, resistencia a la degradación en la cavidad oral, estética similar al diente natural y resistencia a la abrasión, entre otras (32, 34, 35).

Las cerámicas dentales juegan un importante papel en la fabricación de la mayoría de las restauraciones de prótesis fija. Las excelentes propiedades ópticas que presentan, tales como la translucidez y la transmisión de luz junto a la biocompatibilidad les otorgan propiedades estéticas muy deseables. Gracias a la superficie vitrificada, la restauración tiene un color estable, compatible con los tejidos blandos, resistente a los cambios bruscos de temperatura. No obstante, su naturaleza frágil, limita el uso de estos materiales (36).

Para poder utilizarse en la fabricación de restauraciones dentales son necesarias varias propiedades como baja temperatura de fusión, alta viscosidad y resistencia a la desvitrificación. Con el fin de unificar criterios y mejorar la comunicación entre los diferentes profesionales, clásicamente se han clasificado los sistemas cerámicos en función de dos criterios: composición química y técnica de confección. Pero además, existen otras posibles clasificaciones en función de la temperatura de sinterización y de las características estructurales.

2.2.1.2. CLASIFICACIÓN DE CERÁMICAS

El intento de clasificar las cerámicas tiene como utilidad facilitar la comunicación entre los distintos profesionales, así como poder situar cada nuevo producto en un grupo donde las características tales como temperatura de sinterización, composición y manejo sean compartidas por aquellas que pertenezcan al mismo grupo.

Por tanto, las porcelanas dentales se pueden clasificar desde diferentes puntos de vista.

- A. Temperatura de sinterización.
- B. Por las características estructurales.
- C. Por su composición química.

D Por la técnica de confección: condensación, sustitución a la cera perdida o asistida por ordenador.

a) POR SU TEMPERATURA DE SINTERIZACIÓN

Este término se confunde fácilmente con el de fusión, por lo que conviene aclarar ambos conceptos. La temperatura de fusión sólo se alcanza durante el proceso industrial de obtención de los polvos cerámicos. En cambio, la temperatura de sinterización, que es la que se alcanza en el laboratorio dental, se consigue a una

temperatura inferior al punto de fusión en que la porcelana pasa de un estado de polvo a sólido (37, 38).

El intervalo de temperatura para pertenecer a uno u otro grupo varía ligeramente según la literatura consultada (39, 40).

TEMPERATURA DE COCCIÓN DE LAS PORCELANAS DENTALES
Alta >1300°C
Media 1050-1300°C
Baja 850-1050°C
Más baja o Muy baja <850°C

Clásicamente se decía que las porcelanas de alta fusión eran las empleadas en la industria para la fabricación de dientes de porcelana en gran escala, brackets estéticos, pernos, bloques cerámicos para tecnología CAD/CAM y cualquier otro dispositivo o instrumento

cerámico de uso clínico, aunque en ocasiones se han usado también para construir coronas jacket de porcelana.

Sin embargo con los nuevos sistemas de zircona, se ha incorporado también al laboratorio dental donde se utiliza para procesar las estructuras internas de estas prótesis totalmente cerámicas. En la alta sinterización, el material al enfriarse siempre sufre un cambio dimensional importante. A pesar de ello, estas cerámicas una vez procesadas son las más estables y las que poseen mejores propiedades mecánicas (39, 40).

Las porcelanas de media fusión se han empleado como núcleo de refuerzo en la elaboración de coronas jacket. Y las de baja fusión han sido empleadas para el recubrimiento estético de los núcleos aluminosos de las coronas Jacket y para las técnicas ceramometálicas. Deben tener una temperatura de sinterización inferior a la de la subestructura que la sustenta (metal o cerámica), para evitar la deformación de éstas en las sucesivas cocciones.

Hoy día estamos asistiendo a la aparición de cerámicas de “más baja” o “muy baja” fusión. (<850°C). Son varias razones para emplear temperaturas cada vez más bajas como disminuir los cambios dimensionales térmicos, adecuarse a la aparición de nuevos materiales, también hay porcelanas de baja fusión para glaseado y producir un mayor ahorro energético.

Por último al hablar de cerámicas a temperatura ambiente nos referimos a las que se transforman o “procesan” en clínica a temperatura ambiente, o simplemente ya vienen “listas para usar”. Es evidente que durante el proceso industrial, previo a la comercialización, han de ser procesadas mediante calor, pero no pasan por las manos del

técnico de laboratorio y es el clínico quien las adapta, coloca y, eventualmente retoca ligeramente sin otras transformaciones (39).

b) POR LAS CARACTERÍSTICAS ESTRUCTURALES

Las porcelanas dentales están formadas básicamente por dos fases: la fase vítrea y la fase cristalina. Cada una de ellas tiene una química y un comportamiento óptico y mecánico diferente, afectando al conjunto de propiedades del material cerámico. La fase vítrea actúa como matriz aglutinante que mantiene unido el conjunto y aporta una gran translucidez. La fase cristalina o relleno consta de unos cristales que mejoran las propiedades mecánicas y que afectan al comportamiento óptico de la porcelana. Las cerámicas de alta estética son predominantemente vítreas y las de alta resistencia cristalinas (39, 40)

Las porcelanas son frágiles, por ello que gran parte del esfuerzo investigador se haya centrado –y continúe centrándose– en dotarlas de mejor resistencia. Actualmente muchos de los materiales comentados pueden considerarse auténticamente

vidrios, en cuya masa están repartidas partículas cerámicas reforzadoras, la mayoría de las veces cristalizadas. Lo que varía es el procedimiento por el que dichas partículas están allí presentes (leucita, mica, alúmina, espinelas, etc.) (40).

- Porcelanas predominantemente VÍTREAS: alta estética, comportamiento óptico similar a la dentina y al esmalte. Porcelanas feldespáticas convencionales que se emplean para la confección de carillas de porcelana o para recubrimiento de prótesis ceramometálicas.

- Vidrios rellenos de partículas: una mayor carga del relleno de cristales caracteriza a este grupo de porcelanas. El tipo de relleno es sustancial en el comportamiento del material. Como ejemplos se pueden nombrar Empress I, Empress II (Ivoclar) o porcelanas In-Ceram®.
- Cerámicas POLICRISTALINAS: carecen de fase vítrea, sus partículas están densa y regularmente compactadas en el proceso de sinterización. Generalmente llevan un procesamiento por sistemas CAD/CAM y suelen estar basadas en cristales de circonia, si bien también pueden ser policristalinas a base de alúmina. Tienden a ser más opacas y más resistentes. Suelen contraer el 15-20% del volumen cuando son sinterizadas completamente. Ej: LavaZirconia, NobelProcera Zirconia (41).

c) POR SU COMPOSICIÓN QUÍMICA

Las distintas cerámicas están constituidas fundamentalmente por los mismos materiales, siendo la principal diferencia entre unas y otras la proporción de los componentes primarios y el proceso de

cocción empleado. Dichos componentes son el feldespato (70- 90%), la sílice o cuarzo (10-20%) y caolín o arcilla (1-5%). A menudo se añaden otros componentes, como potasa, sosa o cal, para conferir las propiedades especiales.

El vidrio es una mezcla fusible de sílice y potasa, mientras que la porcelana contiene elementos no fusibles que se mantienen unidos por los materiales de menor punto de fusión y es menos transparente (32, 39, 40).

- Cerámicas FELDESPÁTICAS: al principio (finales del siglo XVIII, todo el XIX e inicios del XX) tenían una composición química idéntica que las porcelanas artísticas e industriales, con un 15-30 % de feldespato, un 15-30 % de cuarzo, y de un 40 a un 70 % de caolín. Uno de sus principales inconvenientes era su gran opacidad, debida al caolín. Con estas mezclas se preparaban dientes anteriores y coronas jacket muy opacas y con grandes cambios dimensionales durante su procesado. Se aprendió a suprimir el caolín y a añadir fundentes para dar «parcial transparencia» y rebajar la temperatura de cocción (40).

Las cerámicas dentales convencionales son en su gran mayoría cerámicas de feldespato, que se componen en más del 50% de una fase vidriosa amorfa de SiO_2 con un reducido porcentaje de aditivos óxidos (Al_2O_3 , MgO , ZrO_2) y de cristales de leucita insertados en la matriz. Se componen de un 44- 66% de óxido de sílice (SiO_2) y de un 11-17% Óxido de aluminio (Al_2O_3). Las de alta resistencia incorporan elementos para aumentar su resistencia (33).

Entre ellas cabe destacar Optec-HSP® (Jeneric), IPS Empress II® (Ivoclar), IPS e.max® (Ivoclar), entre otras.

Cerámicas ALUMINOSAS: uno de los inconvenientes principales de las porcelanas feldespáticas estriba en su relativa fragilidad. En 1965 McLean modificó sensiblemente la composición de las porcelanas de baja fusión añadiendo cantidades de hasta un 50% en volumen de óxido de aluminio (alúmina) . Este componente presenta una temperatura de fusión mucho más elevada que la de la porcelana de baja o media fusión. De esta forma se obtiene una estructura de material compuesto, en la que el material que se funde antes actúa como matriz, mientras que el óxido de aluminio (que tiene un elevado punto de fusión) queda repartido por toda la masa del

primero, en forma de pequeñas partículas dispersas. Las cerámicas aluminosas han ido evolucionando con el tiempo y asimismo se ha ido incrementando la concentración de óxido de aluminio. Hoy en día componen de un 1- 40 % de óxido de sílice (SiO_2) y de un 60-99% de óxido de aluminio (Al_2O_3).

Estas cerámicas se diferencian de las anteriores en que poseen una mayor resistencia, sin embargo necesitan cerámica de revestimiento debido a la mayor proporción de óxido de aluminio, la cual produce una mayor opacidad, de forma que sólo se utilizan como núcleo de las restauraciones íntegramente cerámicas (32).

Dentro de este grupo cabe destacar: In-Ceram® Alúmina (Vita), In-Ceram® Spinnell (Vita), In-Ceram® Zirconia (Vita), NobelProcera® Alumina (Nobel Biocare), etc.

Cerámicas CIRCONIOSAS: el circonio es un elemento del sistema periódico de número atómico 40 y símbolo Zr. Es un metal blanco grisáceo, brillante y muy resistente a la corrosión (42).

Al estar agrupado en el grupo de los metales de la tabla periódica, va a gozar de características del metal en cuanto a resistencia, comportamiento óptico y químico. El dióxido de circonio o circona químicamente se representa como ZrO_2 pero vulgarmente se le conoce como Zirconia (43).

La circona ha sido usada durante décadas en otras industrias como instrumento de corte y fabricación de herramientas de metal, en la industria automovilística, como hilos en la industria textil, o incluso en máquinas de papel. También ha sido usada en el campo ortopédico como prótesis artificial de cadera en los últimos diez años demostrando una excelente biocompatibilidad. Actualmente el óxido de circonio está emergiendo en la industria dental, debido a

sus propiedades tanto mecánicas como ópticas y su éxito en otras industrias (44).

Según la bibliografía, la circona aparece definida de diferentes formas:²¹

CIRCONIO: símbolo químico Zr, elemento metálico de transición, número atómico 40, peso de 91,22, de aspecto brillante y excepcionalmente resistente a la corrosión. El circonio puro existe en forma cristalizada como un metal blanco y, de forma amorfa, como un polvo negro-azulado. El circonio posee una densidad de 6,49 g/cm, un punto de fundición de 1855°C y un punto de ebullición de 4409°C. Entre los elementos de la corteza terrestre, el circonio ocupa el decimoctavo puesto en cuanto a abundancia; sin embargo,

este elemento en particular no se encuentra en la naturaleza en estado puro sino en combinación con óxidos de silicato ($ZrO_2 \cdot x SiO_2$) o en forma de óxido libre (ZrO_2).

EL DIÓXIDO DE CIRCONIO (ZrO_2) conocido como circona, es un óxido de circonio blanco cristalizado (Fig 3). Aunque el óxido de circonio no existe en la naturaleza en estado puro, se encuentra en los badeleyita y circón. A temperaturas ordinarias, posee una estructura cristalina hexagonal muy cerrada y forma un número de compuestos, como las sales de circonato o de circonio. EL circonio se obtiene en forma de polvo blanco y posee propiedades tanto ácidas como básicas. Los cristales de dióxido de circonio están dispuestos en células cristalizadas que pueden categorizarse en tres fases de cristalización: 1) cúbica, en forma de prismas rectos de lados cuadrados; 2) Tetragonal, en forma de prismas rectos y lados rectangulares; 3) Monoclínica, en forma de prismas deformados con forma de paralelepípedo. La fase cúbica es estable por encima de

2370 °C y posee propiedades mecánicas moderadas; la fase tetragonal es estable entre 1170° C y 2370 °C, y, permite obtener una cerámica con mejores propiedades mecánicas; mientras que, la fase monoclinica, estable a temperatura ambiente hasta 1170° C, presenta un bajo rendimiento mecánico y puede contribuir a la reducción de la cohesión de las partículas de cerámicas, y, por lo tanto de la densidad.

CIRCONIO ESTABILIZADO: Se trata de una mezcla de polimorfos de circonio, pues se le ha añadido una cantidad suficiente de óxido deformador de fase cúbica (estabilizador) y se obtiene una mezcla de ZrO_2 tetragonal cúbica. Una menor adición de estabilizante a la circona pura hará entrar la estructura en fase tetragonal a una temperatura inferior. Este circonio parcialmente estabilizado también se denomina

policristales de circonio tetragonales (TZP). Pueden añadirse al circonio distintos óxidos, como el óxido de magnesio (MgO), el óxido de itrio (Y_2O_3), el óxido de calcio (CaO), y, el óxido de cerio (Ce_2O_3) para estabilizar las fases tetragonal y/o cúbica. La adición de óxidos estabilizadores permite generar un material multifase a temperatura ambiente. La circona totalmente estabilizada se produce cuando se añade al ZrO_2 , CaO de más de 16% mol (7,9% de peso), MgO de 16% mol 8 5,86% peso), o, Y_2O_3 de 8% mol (13,75% peso) y posee forma cúbica. Con la adición de cantidades menores de óxidos estabilizantes, la circona también puede estabilizarse parcialmente en una forma, conocida como circona parcialmente estabilizado. La microestructura de la circona parcialmente estabilizada a temperatura ambiente está formada, por regla general, por circona cúbica en la fase mayor, y de precipitados de circonio, tetragonales y monoclinicos en la fase menor. Estos

precipitados pueden existir en los límites de los granos o dentro de la matriz cúbica de los mismos.

ÓXIDO DE CIRCONIO PARCIALMENTE ESTABILIZADO

CON ÓXIDO DE ITRIO: hoy en día se presenta en forma de Y-TZP (óxido de circonio tetragonal parcialmente estabilizado con Ytrio) es un material cerámico de zircona de grano fino totalmente tetragonal compuesto por pequeños granos tetragonal 100% metaestables, tras la adición de aproximadamente 2 a 3% mol de óxido de itrio (Y_2O_3), a modo de agente estabilizante. La fracción de la fase T reconsiderada a temperatura ambiente, depende de la temperatura de procesado, el contenido de itrio, el tamaño del grano y el grado de restricción que la matriz ejerce sobre ellos. Por encima de un tamaño de grano crítico, que principalmente está relacionado con la concentración de óxido de itrio, puede producirse una transformación espontánea T-M

de los granos, mientras que, dicha transformación sería inhibida en una estructura de grano fino. La reducción del tamaño del grano y/o incremento de la concentración de óxido u óxidos estabilizadores puede reducir la tasa de transformación. En especial, una basta reducción del tamaño del grano provoca la pérdida de la metaestabilidad de éstos, mientras que el incremento de la concentración de óxido u óxidos estabilizadores por encima del 3,5% puede producir la nucleación de cantidades significativas de la fase cúbica estable. Así pues, para obtener una fase metaestable tetragonal a temperatura ambiente, el tamaño del grano debe ser inferior a 0,8 μm y la cantidad de óxido estabilizante no debe exceder el 3%mol. La Y-TZP muestra algunas propiedades fundamentales excepcionales de gran interés para la ingeniería biomédica, como dureza, resistencia a las fracturas y al desgaste, buen comportamiento a la fricción, aislamiento eléctrico, baja

conductividad térmica resistencia a la corrosión en ácidos y alcalinos, un módulo de elasticidad comparable al acero, y, coeficiente de expansión similar al del hierro. Sin embargo, los compuestos de Y-TZP y/o los elementos empleados (p. ej. Implantes) en las aplicaciones clínicas deben ajustarse a los criterios de las normas ISO 23356 y la Sociedad Americana de Pruebas y Materiales (American Society for Testing and Materials- ASTM) F1873. Cristalográficamente, el óxido de circonio a presión y temperatura ambiente, se encuentra en la denominada fase monoclinica. Cuando el óxido de circonio adquiere la temperatura de 1170°C, cambia de estructura pasando a la denominada fase cúbica. Garvie en 1975 describió el denominado fenómeno de transformación resistente mediante el cual la zircona parcialmente estabilizada en fase tetragonal, ante la presencia de una zona de alto estrés como es el inicio de una grieta, sufre un cambio de fase en dicha zona, pasando a cristalizar esa área en fase monoclinica. Dicho

cambio trae consigo un aumento de volumen de la partícula de zircona de aproximadamente un 5% capaz de sellar la grieta.

Así pues, finalmente lo que se consigue es una cicatrización de dicho área evitando la propagación de dicha grieta (43).

Este mecanismo ha sido en el que se fundamentado el excelente comportamiento a nivel de resistencia de la zircona en comparación con otros materiales. Esta propiedad que le confiere a estas cerámicas una resistencia a la flexión de aproximadamente 900-1000 MPa, lo que supera con un amplio margen a las prótesis confeccionadas en alúmina, lo cual permite su uso incluso en la confección de coronas y puentes de hasta 4 unidades o con una longitud anatómica máxima de 38mm (44, 45).

Sin embargo, la circona a temperatura ambiente se encuentra en fase monocónica y no tetragonal, por lo que es necesario el empleo de otro elemento como el Ytrio o el Niobio entre otros, para estabilizar la circona. La circona empleada en Odontología responde casi siempre a la formulación de óxido de circonio (ZrO_2) estabilizado parcialmente con óxido de ytrio (Y_2O_3). Si la circona estuviese totalmente estabilizada no habría posibilidad de transformación de la misma, y por lo tanto, se perdería la principal propiedad en la que se fundamenta su uso (43).

La cerámica de óxido de circonio ofrece excelentes propiedades mecánicas gracias a la composición del material, con una resistencia a la fractura por encima de los 1000 MPa. (más de 5 veces la que tiene una cerámica feldespática

convencional), una extraordinaria biocompatibilidad y estética mayor translucidez en comparación con otros metales) y su facilidad de fabricación al consolidarse las técnicas de CAD/CAM, han hecho que este material se haya convertido en uno de las principales herramientas de elección en el ámbito odontológico.

En la actualidad existen muchos sistemas compuestos por circona, entre los que cabe destacar:

- Lava Zirconia (3M ESPE).
- Cercon® (Dentsply- DeguDent).
- NobelProcera® Zirconia (Nobel Biocare).
- In-Ceram® YZ (VITA).
- IPS e.max® ZIRCAD (Ivoclar).
- DC-Zircon® (DCS Dental AG).
- Denzir® (Dentronic).
- Hint-Els® Zirconium TPZ.

d) SEGÚN LA TÉCNICA DE CONFECCIÓN

La clasificación de las cerámicas, analizando únicamente la técnica de confección en el laboratorio, resulta muy útil y representativa, pudiendo distinguir tres grupos:

- Técnica de condensación.
- Técnica de sustitución a la cera perdida.
- Técnica de procesado por ordenador.

- Técnica de condensación: en este grupo incluimos todas aquellas cerámicas que se fabrican en el laboratorio mediante condensación previa a la fase de cocción. El conformado de la cerámica se ejecuta sobre una base o muñón resistente al calor, lo que permite su sinterización posterior mediante horneados correspondientes.

1. *Condensación sobre hoja de platino*. Esta técnica se remonta a 1886, cuando Land logra por primera vez fabricar incrustaciones y coronas de porcelana fundidas sobre una hoja de platino por el método de quemado en un horno de gas. Una vez cocida, se retiraba la hoja de platino, y se obtenía una restauración completamente cerámica. En la actualidad su uso ha disminuido mucho porque han sido reemplazadas por cerámicas de alta resistencia.

2. *Condensación sobre cofias*. Esta técnica data de 1956, año en que se consigue la unión de la porcelana a una aleación de oro, paladio y platino(46).

En la actualidad está muy desarrollada y extendida, pudiéndose unir cerámica a muchos tipos de aleaciones (Cr- Co, Cr-Ni, Ni- Ti...) y también a subestructuras totalmente cerámicas. Para esta técnica se pueden emplear cerámicas convencionales, tanto feldespáticas como aluminosas.

3. *Condensación sobre modelos de revestimiento*. El sistema se basa en la obtención de un segundo modelo de trabajo, duplicado del modelo

maestro de escayola mediante un material refractario que no sufre cambios dimensionales al someterlo a las temperaturas de cocción de la porcelana. En este caso la porcelana se condensa directamente sobre estos troqueles de material refractario, y solamente cuando se ha obtenido la forma deseada, se procede a la eliminación del material mediante arenado, colocándose la restauración sobre el modelo maestro para los retoques finales (39, 46).

Dentro de este grupo se encuentran:

- Optec®-HPS (Jeneric).
- Mirage II® Fiber (Myron Int).
- Hi-Ceram® (Vita).
- In-Ceram® Alúmina, Spinell y Zirconia (Vita).
- Fortress® (Myron Int).

En general no se precisa equipamiento muy específico, aunque suelen ser necesarios muchos pasos hasta obtener la restauración final (33, 43).

- Técnica de sustitución a la cera perdida: están basadas en el modelado de un patrón de cera que posteriormente se transforma mediante técnicas de colado ó de inyección por presión en una cofia interna cerámica, siguiendo la técnica clásica para metales (39, 40).

Desde principios del siglo XX existen diferentes procedimientos descritos para colar porcelanas. Todos ellos tropezaban con idénticos problemas: las porcelanas cuando fundían constituían masas pastosas y existía, además, dificultad para encontrar materiales refractarios a los que no se adhiriera la porcelana fundida. Sin embargo, actualmente han surgido composiciones que, una vez fundidas, presentan una fluidez adecuada apta para trabajar mediante estos sistemas. En líneas generales, todos ellos se parecen a los procedimientos de transformación de metales mediante colado. Tras la toma de una impresión de la preparación se obtiene un positivado sobre el que se

modela en cera la restauración. A continuación se recubre con un revestimiento refractario adecuado. El conjunto se calienta por aplicación de calor suave, la cera se pierde, queda una cavidad o molde, para después introducir la masa de material vitrocerámico, a alta temperatura, en estado fundido, con unas buenas características de fluidez.

Es necesario equipamiento especial.

- Dicor® (Dentsply).
- Cerapearl® (Kyocera) (40, 41).

- Técnica de inyección por presión: esta técnica se basa en un calentamiento del vidrio hasta alcanzar una consistencia plástica, como en la técnica anterior, pero el paso de la porcelana hacia el interior del cilindro no se realizará por centrifugado, sino que lo hará mediante la inyección por presión actuando como pistón un cilindro de material refractario. Esto aumenta la resistencia mecánica al disminuir la microporosidad, y permite una distribución más uniforme de los cristales en la matriz (47).

Estos sistemas de inyección están permitiendo obtener ajustes marginales que igualan y en algunos casos pueden superar a los obtenidos con estructuras coladas de metal (40).

Los sistemas más representativos de esta técnica son:

- IPS Empress® I y II (Ivoclar).
- Finesse® All Ceramic (Dentsply). este grupo está constituido por aquellos materiales cerámicos que se fabrican mediante sistemas que tanto diseñan como mecanizan, o elaboran, las restauraciones a través de ordenadores. Procesado por ordenador (CAD/CAM).

SELLADO MARGINAL

El ajuste o sellado marginal en prótesis fija se define como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación, previamente tallada por medio de un instrumento rotatorio diamantado de alta velocidad, en la porción cervical de la corona dentaria (48, 49).

Junto a la resistencia a la fractura y la estética, el ajuste marginal constituye una de las condiciones más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones (48).

Las restauraciones indirectas, al confeccionarse fuera de boca y posteriormente fijarse a la preparación dentaria, generan una interfase, es decir, que siempre va a existir un espacio real o virtual entre la preparación y la restauración. Así, la función del agente cementante será aumentar la retención entre ambos elementos y de esta forma mantener la integridad total de la restauración.

Cuanto mayor sea la discrepancia, mayor cantidad de material cementante quedará expuesto al entorno oral. Una gran discrepancia marginal también se relaciona con un índice de placa más alto y con pérdida de inserción (50). Además, si el sellado del cemento fracasa y permite la filtración de bacterias, podría ser una de las causas de inflamación pulpar(51). e incluso de la necrosis de la pulpa. Al realizar prótesis sobre implantes el ajuste marginal no es tan necesario para evitar caries secundaria, ni hipersensibilidad, pues obviamente, el pilar metálico o cerámico no puede sufrir ese tipo de patología, pero sí que es necesario para evitar patología periodontal, pues si existe un desajuste marginal puede acumularse en esa zona bacterias patógenas. Cabe distinguir entre los conceptos de ajuste marginal y ajuste pasivo. **Ajuste marginal** implica la relación de encaje que tiene dos cuerpos de forma estática, es decir, la cantidad de interfase que existe entre una estructura protésica y el muñón sobre el que encaja y sobre el que se fija mediante un tornillo o cemento dental. **Ajuste pasivo** implica el

mismo concepto pero con un añadido, los cuerpos deben encajar sin que exista una fuerza externa que los haga encajar.

El ajuste interno y marginal son factores cruciales para la evaluación de la calidad de las restauraciones fijas, ya que los desajustes a este nivel son los responsables de una serie de alteraciones que van a desembocar con el paso del tiempo al fracaso del tratamiento. Por ello, para asegurar la longevidad de una restauración es crucial que la interfase sea mínima. Sin embargo, la terminología para describir este concepto varía ampliamente de unos autores a otros, lo cual constituye una fuente de confusión cuando se comparan diferentes estudios. En muchos casos, llegan a una conclusión basada en su propia definición lo que hace que los resultados obtenidos y las conclusiones de los trabajos en muchas ocasiones no sean comparables entre sí, ni extrapolables. Con el fin de evitar estas discrepancias entre los diferentes investigadores, Holmes y Cols (52) definen el ajuste en términos de desajuste medido en varios puntos entre la superficie de la restauración y el diente: (Fig 1)

- **Desajuste interno** como la distancia existente entre la restauración y la preparación medida en la región interna.
- **Desajuste marginal**, la distancia perpendicular existente entre la restauración y la preparación medida a nivel del margen.
- **Desajuste marginal vertical**, es la distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida paralelamente a la vía de inserción de la restauración.
- **Desajuste marginal horizontal**, es el desajuste que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial medida perpendicularmente a la vía de inserción de la restauración.
- **Margen sobreextendido**, es la distancia que existe desde el desajuste externo hasta el margen de la restauración, es decir, el tramo de prótesis que rebasa la línea de terminación.

- **Margen infraextendido**, es la distancia desde el desajuste externo hasta el ángulo cavosuperficial de la preparación. En este caso, es el diente que sobrepasa la restauración.
- **Desajuste marginal absoluto o total**, es la máxima distancia que hay entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente. Dicha medida corresponde a la combinación angular del desajuste marginal y el sobreextendido o infraextendido. Holmes y cols en 1989, también clasificaron los posibles defectos marginales en cuatro tipos de discrepancias marginales (fig. 1):

- **Sin defectos.** La discrepancia marginal absoluta es nula. No existen defectos ni verticales ni horizontales. Se trata del ajuste ideal.

- **Defectos verticales.** La discrepancia en este caso es puramente vertical, no ha defectos de extensión. El desajuste marginal absoluto coincide con el vertical, externo e interno.

- **Defectos horizontales.** No existen defectos verticales, sólo horizontales. En este tipo la discrepancia marginal horizontal coincide con la absoluta, que es el error de extensión. Por lo tanto, en este grupo se pueden encontrar dos subtipos de defectos horizontales:

- Defectos de sobreextensión

- Defectos de infraextensión

Defectos mixtos. Son una combinación de todos los defectos anteriores, son los más usuales, ya que encontrar defectos verticales u horizontales puros es muy difícil.

Existen dos grupos:

- Defectos verticales sobreextendidos

- Defectos verticales infraextendidos

El ajuste marginal es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones en prótesis fija. La falta de sellado marginal puede dar lugar a una serie de complicaciones que pueden aparecer aisladas o combinadas y que se

clasifican en biológicas, estéticas y mecánicas (53). Las consecuencias biológicas

afectan a la salud de los dientes y el periodonto. Derivan de la acumulación de placa bacteriana alrededor de las restauraciones cuando no hay un buen ajuste. Pueden ser complicaciones dentales tales como: caries, pulpitis, necrosis, e incluso fractura; y complicaciones periodontales, como gingivitis, periodontitis, recesiones gingivales o pérdida del hueso alveolar, entre otros. Y como consecuencia de éstas, pueden surgir las complicaciones estéticas (54) pues los tejidos periodontales pueden verse afectados en forma, color, textura, consistencia, etc. Y finalmente las mecánicas que afectan a la integridad, retención y durabilidad de las

restauraciones y que se basan en que cuanto mayor sea el contacto entre la superficie interna de la restauración y el diente, mayor será la retención. Por lo tanto, a mayores discrepancias marginales, las descementaciones serán más frecuentes, aumentando así el riesgo de fractura y disminuyendo la longevidad. Por lo tanto, tal y como se ha mencionado anteriormente, la adaptación marginal es uno de los factores más importantes para el éxito a largo plazo de la prótesis fija. Sin embargo, actualmente no existe un consenso sobre el tamaño de la interfase aceptable desde el punto de vista clínico, pues la adaptación final va a depender también de otros factores como son: la preparación de los pilares y la línea de terminación, la técnica de confección, la técnica de impresión y el material usado, y el agente cementante, así como la técnica de cementado. La mayoría de los autores coinciden en que un ajuste marginal entre 100-120 μ m parece ser el rango para ser considerado clínicamente aceptable de cara a la longevidad de las restauraciones. Mc Lean y Von Fraunhofer (55) en 1971 encontraron que discrepancias por debajo de los 80 μ m eran difíciles de detectar clínicamente. Estos mismos autores en su amplio estudio sobre mil restauraciones, durante cinco años,

concluyen que 120 μm , representa la apertura marginal máxima clínicamente aceptable, valor que es unánimemente aceptado por la mayoría de los autores (56).

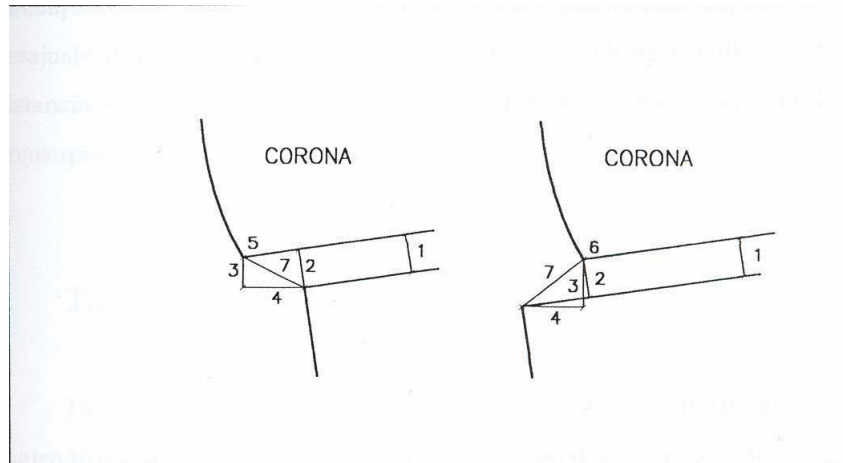


Fig.1.Desajuste marginal. (Modificado de Holmes y cols.). 1= Desajuste interno; 2= Desajuste marginal o externo; 3= Desajuste vertical; 4= Desajuste horizontal; 5= Margen sobrecontorneado; 6= Margen infracontorneado; 7= Discrepancia marginal absoluta

2.2.2. SISTEMA CAD CAM

La tecnología CAD/CAM es un método de producción que aúna los conocimientos informáticos para aplicarlos tanto en el diseño como en la fabricación de piezas. Esta tecnología se ha venido empleando en multitud de campos en ingeniería desde hace varias décadas (57).

Sus siglas corresponden a las siguientes palabras en la lengua inglesa: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing: diseño asistido por ordenador / fabricación asistida por computadora.

En Odontología se empezaron a desarrollar sistemas CAD/CAM para la confección de restauraciones cuyos principales objetivos eran: evitar las distorsiones inherentes al proceso de elaboración tradicional,

disminuir los tiempos de trabajo y conseguir restauraciones altamente precisas y resistentes.

Estos sistemas se introdujeron en el campo de la odontología en 1971 de forma experimental y teórica y fue en la década de los ochenta cuando Mörmann, de la Universidad de Zurich (Suiza), y

Brandestini Brains Inc., Zollikon (Suiza), aplicaron estos sistemas a la clínica desarrollando el sistema Cerec (58).

Durante esta década aparecieron diferentes sistemas como los de Duret y el sistema Minnesota (59).

El primer prototipo se presentó en la conferencia Entretien de Garancière, en Francia, en 1983; en 1985, Duret, en colaboración con la empresa Hensonn International, desarrolló un sistema a partir del cual realizó una demostración fabricando una corona posterior para su mujer (60).

Dahr a mediados de la década de los 80, desarrolla el sistema de copia y tallado Ceramatic®, para materiales de cerámica feldespática, que servía para la confección de incrustaciones a partir de una incrustación previa (pro-inlay), en boca del paciente o sobre un modelo de yeso, partiendo de una impresión convencional (procedimiento que podía efectuarse en yeso o cera); esta incrustación se fijaba a una zona específicamente diseñada para su escaneo, procediéndose de forma simultánea y automatizada, tanto al escaneado como al mecanizado (59).

Desde entonces comienzan a desarrollarse gran cantidad de sistemas, cada vez más exactos, que buscan ofrecer restauraciones precisas, simplificando los pasos de laboratorio y utilizando materiales que no pueden ser manejados con los métodos convencionales. A finales de los 80, Mörmann y Brandestini desarrollaron en Suiza el sistema Cerec®, comercializado por Siemens (actualmente Sirona), que supuso

la primera fabricación de una restauración cerámica, sin necesidad del laboratorio dental (61).

En 1993 surge en Suecia el sistema Procera® (Nobel Biocare), considerado hoy por hoy, el ejemplo más característico y representativo de los métodos indirectos de confección de restauraciones (62).

Inicialmente, el sistema Procera® se empleó para fabricar coronas y prótesis parciales fijas, combinando una subestructura interna de titanio fresado (Procera® AllTitan) (63), recubierta por una cerámica de bajo punto de fusión para utilizarla como prótesis fija. Posteriormente y dirigido por Anderson y Odén, el sistema experimentó una modificación con el objetivo de obtener una cofia de alúmina de gran pureza y densamente sinterizada con una porcelana de revestimiento compatible para elaborar restauraciones totalmente cerámicas (64).

La tecnología CAD/CAM es el futuro, ya presente, tanto de la prostodoncia como de otros campos de la odontología como el diagnóstico o la cirugía implantológica, mediante el empleo de un software de planificación y la creación de férulas quirúrgicas que optimizan y disminuyen la agresividad de las intervenciones, haciéndolas mínimamente invasivas. En paralelo, los sistemas CAD/CAM para centros de producción comercial y los laboratorios dentales han extendido el rango de materiales usados y fabricados por estos sistemas. Las técnicas CAD/CAM se introdujeron en Odontología en 1971, siendo al principio más experimentales y teóricas que clínicas, y siempre enfocadas al ámbito de la prótesis fija. El primer prototipo se presentó en la conferencia Entretiens de Garancière, en Francia, en 1983; François Duret, en cooperación con la empresa Henson International, desarrolló un sistema a partir del cual realizó una demostración fabricando una corona posterior para su mujer, el 30 de noviembre de 1985 (65).

Andreas Dahr a mediados de la década de los 80, desarrolla, a raíz del cuestionamiento en Suecia de la toxicidad de las restauraciones de amalgama, el sistema de copia y tallado Ceramatic[®], para materiales de cerámica feldespática, que

servía para la confección de incrustaciones a partir de una incrustación previa (pro-inlay), en boca del paciente o sobre un modelo de yeso, partiendo de una impresión convencional (procedimiento que podía efectuarse en yeso o cera); esta incrustación se fijaba a una zona específicamente diseñada para su escaneo, procediéndose simultáneamente y de manera completamente automatizada, tanto el escaneado como el mecanizado (66).

A finales de los 80, Mörmann y Brandestini desarrollaron en Suiza el sistema Cerec[®], comercializado por Siemens (actualmente Sirona), que supuso la primera fabricación de una restauración cerámica, sin necesidad de laboratorio dental y que posteriormente desarrollaremos con mayor amplitud (67).

En 1993 surge en Suecia de la mano de la casa Nobel Biocare[®], el sistema Procera[®], hoy por hoy, el ejemplo por antonomasia de los métodos indirectos de confección de restauraciones (68).

Inicialmente, el sistema Procera[®] se empleó para fabricar coronas y prótesis parciales fijas, combinando una subestructura interna de titanio fresado (Procera[®] AllTitan) 9- 14 recubierta por una cerámica de bajo punto de fusión para utilizarla como prótesis fija. Posteriormente y de mano de Matts Anderson y Odén, el sistema experimentó una modificación a fin de poder obtener una cofia de alúmina de gran pureza y densamente sinterizada con una porcelana de revestimiento compatible para elaborar restauraciones totalmente cerámicas, desarrollando lo que llamaron el sistema

Procera® AllCeram (69).

El buen comportamiento de este tipo de sistemas y la introducción en el ámbito dental de nuevos materiales desarrollados específicamente para los mismos, han motivado que la tecnología de restauraciones computerizadas haya

evolucionado rapidísimamente durante los últimos 15 años, existiendo más de 50 sistemas CAD/CAM diferentes¹⁶, que han ido apareciendo en el mercado durante estos años; muchos de estos sistemas han sido superados por otros nuevos y han desaparecido, mientras que otros han evolucionado al ritmo de los adelantos tecnológicos permaneciendo en el mercado en la actualidad y estando sometidos a un proceso continuo de nuevas mejoras (70).

Durante los últimos años, el desarrollo de los sistemas CAD/CAM ha sido posible gracias a los avances informáticos sobre PC y software, que siguen, a día de hoy, un curso imparable; todo ello nos ha permitido ir un paso más allá y, así, se han desarrollado nuevas aplicaciones para los mismos.

En la bibliografía encontramos que los sistemas CAD/CAM no sólo sirven para la resolución de restauraciones protésicas dentales, sino también faciales (71),

e incluso para minimizar al máximo las posibles complicaciones a la hora de realizar dichas restauraciones dentales desde el momento inicial de la colocación en los casos de implantes; de este modo, existen diferentes sistemas CAD/CAM como el SimPlant® (Materialise/Medical), NobelGuide® (Nobel Biocare AB, Goteborg, Suecia), Facilitate® (Astra Tech Dental), Navigator® (BIOMET 3i)...entre otros, a partir de los cuales podremos optimizar satisfactoriamente la posición de los implantes incluso en casos de limitaciones óseas, con lo que reduciremos la agresividad de

nuestras intervenciones. Así mismo, se limita la necesidad de un mayor número de ellas.

Son sistemas revolucionarios de planificación detallada del tratamiento e implementación quirúrgica que permiten transferir la planificación extraoral a la boca con una precisión y facilidad sin precedentes (72).

En estos casos el sustrato a digitalizar es la propia estructura ósea del paciente a partir de un TAC, haciendo un diseño computerizado de la óptima colocación de los implantes y manufacturando una férula (plantilla) quirúrgica para el adecuado posicionamiento de los mismos, minimizando al máximo la posibilidad de errores y haciendo de estos procesos una técnica relativamente sencilla, rápida y totalmente predecible.

Todo ello conduce a que los tiempos de espera en la cirugía de implantes se esté reduciendo de manera considerable, así como que se esté fomentando una disminución de la afectación psicosocial del paciente ante su pérdida dentaria; así mismo, se facilita un mejor posicionamiento de nuestras futuras restauraciones, lo que reportará ventajas tanto a nivel estético como funcional de las mismas (73).

COMPONENTES DE LA TECNOLOGÍA CAD/CAM.

Los sistemas controlados por ordenador que se conocen en la actualidad suelen diferenciarse, fundamentalmente, según el tipo de recogida de datos tridimensionales de los dientes pilares. Por el contrario, la fabricación automatizada (CAM) de las piezas de material cerámico, plástico o metálico es muy parecida en todos los métodos y consiste esencialmente en una máquina de control numérico

(NC) con dispositivos específicos para el material de fresado o tallado, que son móviles en varios ejes. Por tanto, un sistema CAD/CAM tradicional puede escanear la preparación de forma óptica o mecánica y diseñar a continuación la restauración, enviando las instrucciones precisas a una microfresadora para que fabrique la prótesis (74).

La etimología “CAD” significa “diseño asistido por ordenador” (Computer-Aided Design), y “CAM” significa “fabricación asistida por ordenador” (Computer-Aided-Manufacturing);

así mismo, “CAD” diseña el trabajo a realizar informáticamente. El interfaz que utiliza el profesional es un gráfico virtual que representa el resultado final y “CAM” recoge los datos del “CAD” y los convierte en un objeto físico (70).

En consonancia a todo lo anteriormente expuesto, un sistema CAD/CAM consta de las siguientes fases de procesado: Digitalización de los datos:

La fuente puede ser, según cada sistema:

- El muñón en boca.
- El muñón en el modelo.
- El encerado de la estructura protésica.
- Modelo completo de la boca del paciente.

Además esta digitalización puede ser de tipo:

- Mecánica o táctil, por contacto directo, como el sistema Procera®.
- Óptica: mediante una cámara intraoral, o bien mediante diferentes tipos de escáneres de empleo sobre los modelos de yeso obtenidos a partir de impresiones de manera convencional, pudiendo éstos ser de mecanismos diversos (láser, estereofotogrametría, luz blanca...).

En cuanto a los métodos de digitalización, los medios ópticos permiten el escaneado del objeto sin contactar con el mismo, por lo

que presenta una ventaja cuando el objeto es blando o frágil. No obstante las propiedades ópticas del objeto y las condiciones de luz en el que se encuentre, podrían influir en la exactitud de los datos obtenidos en el escaneado.

De la precisión y fiabilidad de los datos que se obtengan en el escaneado del modelo, radica una gran parte del éxito del resultado final (75).

Así mismo, deberíamos poner de manifiesto que, en función de cada sistema concreto, la ubicación de esta toma de datos puede ser el propio gabinete dental, como es el caso del

sistema Cerec® 3D o el sistema Lava® C.O.S., o bien el laboratorio dental, que precisará tener el escáner pertinente, como suele ser común en la mayoría de los sistemas, como por ejemplo, Procera®, Lava®, DCS®, Cercon®, etc.

VENTAJAS E INCONVENIENTES DE LOS SISTEMAS CAD/CAM.

El desarrollo de técnicas controladas por ordenador para la odontología restauradora tiene el objetivo de mejorar la calidad de los materiales y al mismo tiempo disminuir los costes de logía informática sólo es justificable con la condición de que se puedan mejorar o, como mínimo, alcanzar las características reconocidas de calidad clínica y de materiales de las reconstrucciones odontológicas tradicionales (76).

Los sistemas CAD/CAM ofrecen múltiples ventajas en lo que respecta a su aplicación dental.

No obstante, entre los inconvenientes de la tecnología computerizada en Odontología podríamos destacar los altos costes iniciales (gran inversión requerida para su adquisición, bien por parte del sanitario o del laboratorio), la necesidad de un adecuado entrenamiento y aprendizaje por parte del profesional y/o del

técnico para manejar el sistema y estar familiarizado con los aspectos clínicos y de laboratorio: la impresión óptica o el escaneado de los modelos, según el sistema concreto al que nos refiramos, la computadora, el software, el material, herramientas y maquinaria.

CLASIFICACIÓN DE LOS SISTEMAS CAD/CAM.

La mayoría de los sistemas CAD/CAM constituyen una metodología de aplicación conjunta en clínica y laboratorio. Algunos son de aplicación exclusiva de laboratorio, por ejemplo el sistema DCS® y el sistema Cicero® o aplicaciones con un sistema de producción central y en laboratorio, como por ejemplo el sistema Procera®. El sistema Cerec® constituyó durante mucho tiempo una aplicación exclusiva

para clínica, aunque en 2001 se le ha incorporado una aplicación para laboratorio totalmente independiente de la anterior (Cerec® inLab) (77).

2.3. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

SISTEMA CAD CAM

Las siglas CAD/CAM hacen referencia a la técnica de producción que aúna los conocimientos informáticos con el fin de aplicarlos tanto al diseño como a la fabricación de piezas, originariamente de ingeniería, pero que se ha venido utilizando en multitud de campos. Tienen su origen en la lengua inglesa: Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing, que traducido al castellano quiere decir diseño dirigido por ordenador/ fabricación dirigida por ordenador (66).

AJUSTE MARGINAL

La adaptación marginal ha sido definida como la exactitud con la que encaja una restauración de prótesis fija sobre una línea de terminación previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria. La adaptación marginal es uno de los criterios más importantes a tener en cuenta en las restauraciones de prótesis fija, determinando la longevidad de la corona (78).

2.4. HIPÓTESIS

Hi

La prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM presenta mejor ajuste marginal que el inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.

Ho

La prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM no presenta mejor ajuste marginal que el inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.

2.5. VARIABLES

2.5.1. Variable independiente

Ajuste marginal en prótesis fija

2.5.2. Variable dependiente

Sistema CAD CAM e inyectable

2.6. OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLES	DIMENSIONES	INDICADORES	TIPO DE VARIABLES/UNIDAD DE MEDIDA
VARIABLE INDEPENDIENTE			
Ajuste marginal en prótesis fija	Clasificación según Holmes y Cols	1= Desajuste interno 2= Desajuste marginal o externo 3= Desajuste vertical 4= Desajuste horizontal 5= Margen sobrecontorneado 6= Margen infracontorneado 7= Discrepancia marginal absoluta	Cualitativa nominal politómica
VARIABLE DEPENDIENTE			
Sistema CAD CAM e inyectable	Sistema inyectado-disilicato de litio Sistema CAD-CAM- zirconio.	Si No Si No	Cualitativa nominal dicotómica
VARIABLE INTERVINIENTE			

Caras de la protesis fija		Vestibular Palatino/lingual Mesial Distal	Cualitativa nominal politómica
---------------------------	--	---	--------------------------------

CAPÍTULO III

METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

3.1. Tipo de investigación

Según la finalidad del investigador: Básica

Según número de mediciones de la variable de estudio: Transversal

Según la planificación de las mediciones de la variable de estudio:

Prospectivo

Según la intervención del investigador: Observacional Según

el número de variables analíticas: Analítico

3.1.1. NIVEL

Explicativo

3.1.4. MÉTODO

No experimental

3.1.5. DISEÑO Y ESQUEMA

3.2. Población y muestra

Población

Estuvo conformada por todas las prótesis fija realizadas en el laboratorio dental Ceramicroma los meses de Setiembre y Octubre del 2019.

MUESTRA

El proceso de selección del tamaño de la muestra, se realizará a través de un muestreo no probabilístico, por conveniencia.

Estuvo constituida por 20 prótesis fija confeccionadas laboratorio dental Ceramicroma los meses Setiembre y Octubre del 2019.

3.2.1. 10 prótesis fija confeccionadas con el sistema CAD CAM

3.2.2. 10 Prótesis fija confeccionadas con el sistema inyectable

CRITERIOS DE INCLUSIÓN

- ✓ Impresiones nítidas de silicona polivinilsiloxano para la posterior confección de cofias para cada sistema.
- ✓ Modelos de trabajo sin imperfecciones donde se confecciono las cofias para cada sistema.

- ✓ Cofias metálicas de Co- Cr sobre una línea de terminación tipo chamfer confeccionadas mediante la técnica de fresado en seco por CAD-CAM.

CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

- ✓ Modelos de trabajo que presentaron defectos o imperfecciones.
- ✓ Impresiones no nítidas de silicona polivinilsiloxano para la posterior confección de cofias para cada sistema.
- ✓ Cofias metálicas confeccionadas mediante otros sistemas y con otra línea de terminación..

3.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE RECOJO, VALIDACIÓN DE INSTRUMENTOS

3.3.1. Técnicas de recolección de datos

La técnica de recolección de datos será observación, que permitirán recolectar la información.

3.3.2. INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Los instrumentos será la ficha de observación.

VALIDACIÓN DE INSTRUMENTOS

Los instrumentos (ficha de observación) serán validados (validez de contenido) por juicio de expertos (tres profesionales).

3.3.3. PLAN DE RECOLECCIÓN DE DATOS

La recolección de datos de ajuste marginal de las prótesis fija por el sistema CAD CAM e inyectable se realizará

PROCEDIMIENTOS.

- Se solicitó autorización al gerente del Laboratorio dental Ceramicroma para ejecutar la investigación.
- Se seleccionó las prótesis fija que conformaran el estudio de acuerdo a los criterios de inclusión y exclusión.
- Luego se aplicó los instrumentos para determinar el ajuste marginal de las prótesis fija en los dos grupos de estudio sistema CAD CAM y sistema Inyectable.

3.4.PLAN DE TABULACIÓN Y ANÁLISIS

La información obtenida a través de las fichas de observación del ajuste marginal en prótesis fija cerámica mediante el sistema CAD CAM e

inyectable, se ingresó a una base de datos en forma automatizada empleando el software estadístico STATA versión 15.0 los resultados serán reportados en tablas estadísticas y gráficos (en columnas, circulares).

Para el proceso inferencial se aplicará el test paramétrico t de Student, se construirán intervalos confidenciales del 95% para el parámetro proporción.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

4.1. PROCESAMIENTO DE DATOS

Tabla 1

Comparación de desajuste interno de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM

Grupo de estudio	Desajuste interno		Total	p
	Sí	No		
Inyectable	6	8	14	0.04
	18.75	25.00	43.75	
CAD CAM	2	16	18	
	6.25	50.00	56.25	
Total	8	24	32	
	25.00	75.00	100.00	

Interpretación:

En la presente tabla se observa la comparación del desajuste interno de las prótesis fija del sistema inyectable y CAD CAM, en mayor porcentaje se encontró desajuste interno fue en las prótesis elaborados a partir del sistema inyectable con un 18,75% y en menor porcentaje las prótesis fijas elaborados mediante el sistema CAD CAM en un 6,25%. Al aplicar la prueba estadística no paramétrica chi- cuadrado se encontró diferencias significativas entre ambos grupos de estudio, cuyo valor de $p=0,04$.

TABLA 2

Comparación de desajuste externo de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM

Grupo de estudio	Desajuste externo		Total	P
	Sí	No		
Inyectable	14	0	14	0,00
	43.75	0.00	43.75	
CAD CAM	5	13	18	
	15.63	56.25	56.25	
Total	19	13	32	
	59.38	40.63	100.00	

Interpretación:

En la presente tabla se observa la comparación del desajuste externo de las prótesis fija del sistema inyectable y CAD CAM, en mayor porcentaje se encontró desajuste interno fue en las prótesis elaborados a partir del sistema inyectable con un 43,75% y en menor porcentaje las prótesis fijas elaborados mediante el sistema CAD CAM en un 15,63%. Al aplicar la prueba estadística no paramétrica chi- cuadrado se encontró diferencias significativas entre ambos grupos de estudio, cuyo valor de $p=0,00$.

TABLA 3

Comparación de desajuste externo de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM

Grupo de estudio	Desajuste vertical		Total	P
	Sí	No		
Inyectable	14	0	14	0,00
	43.75	0.00	43.75	
CAD CAM	1	17	18	
	3.13	53.13	56.25	
Total	15	17	32	
	46.88	53.13	100.00	

Interpretación:

En la presente tabla se observa la comparación del desajuste vertical de las prótesis fija del sistema inyectable y CAD CAM, en mayor porcentaje se encontró desajuste interno fue en las prótesis elaborados a partir del sistema inyectable con un 43,75% y en menor porcentaje las prótesis fijas elaborados mediante el sistema CAD CAM en un 3,13%. Al aplicar la prueba estadística no paramétrica chi- cuadrado se encontró diferencias significativas entre ambos grupos de estudio, cuyo valor de $p=0,00$.

TABLA 4

Comparación de desajuste horizontal de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM

Grupo de estudio	Desajuste horizontal		Total	P
	Sí	No		
Inyectable	14	0	14	0,00
	43.75	0.00	43.75	
CAD CAM	3	15	18	
	9.38	46.88	56.25	
Total	17	15	32	
	53.13	46.88	100.00	

Interpretación:

En la presente tabla se observa la comparación del desajuste horizontal de las prótesis fija del sistema inyectable y CAD CAM, en mayor porcentaje se encontró desajuste interno fue en las prótesis elaborados a partir del sistema inyectable con un 43,75% y en menor porcentaje las prótesis fijas elaborados mediante el sistema CAD CAM en un 9,38%. Al aplicar la prueba estadística no paramétrica chi- cuadrado se encontró diferencias significativas entre ambos grupos de estudio, cuyo valor de $p=0,00$.

TABLA 5

Comparación del margen sobrecontorneado de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM

Grupo de estudio	Margen sobrecontorneado		Total	P
	Sí	No		
Inyectable	14	0	14	0,00
	43.75	0.00	43.75	
CAD CAM	2	16	18	
	6.25	50.00	56.25	
Total	16	16	32	
	50.00	50.0	100.00	

Interpretación:

En la presente tabla se observa la comparación del margen sobrecontorneado de las prótesis fija del sistema inyectable y CAD CAM, en mayor porcentaje se encontró desajuste interno fue en las prótesis elaborados a partir del sistema inyectable con un 43,75% y en menor porcentaje las prótesis fijas elaborados mediante el sistema CAD CAM en un 6,25%. Al aplicar la prueba estadística no paramétrica chi-cuadrado se encontró diferencias significativas entre ambos grupos de estudio, cuyo valor de $p=0,00$.

TABLA 6

Comparación del margen infracontorneado de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM

Grupo de estudio	Margen Infracontorneado		Total	P
	Sí	No		
Inyectable	6	8	18	0,48
	18.75	25.00	43.75	
CAD CAM	3	15	18	
	9.38	46.88	56.25	
Total	9	23	32	
	28.13	71.88	100.00	

Interpretación:

En la presente tabla se observa la comparación del margen infracontorneado de las prótesis fija del sistema inyectable y CAD CAM, en mayor porcentaje se encontró desajuste interno fue en las prótesis elaborados a partir del sistema inyectable con un 18,75% y en menor porcentaje las prótesis fijas elaborados mediante el sistema CAD CAM en un 9,38%. Al aplicar la prueba estadística no paramétrica chi-cuadrado se encontró diferencias significativas entre ambos grupos de estudio, cuyo valor de $p=0,48$

TABLA 7

Comparación de la discrepancia marginal absoluta de las prótesis fijas entre el sistema Inyectables y CAD CAM

Grupo de estudio	Discrepancia marginal absoluta		Total	P
	Sí	No		
Inyectable	14	0	14	0,00
	43.75	0.00	43.75	
CAD CAM	3	15	18	
	9.38	46.88	56.25	
Total	17	15	32	
	53.13	46.88	100.00	

Interpretación:

En la presente tabla se observa la comparación de la discrepancia marginal absoluta de las prótesis fija del sistema inyectable y CAD CAM, en mayor porcentaje se encontró desajuste interno fue en las prótesis elaborados a partir del sistema inyectable con un 43,75% y en menor porcentaje las prótesis fijas elaborados mediante el sistema CAD CAM en un 9,38%. Al aplicar la prueba estadística no paramétrica chi-cuadrado se encontró diferencias significativas entre ambos grupos de est

TABLA 8

Análisis descriptivos de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema inyectable

Variable	Obs	Mean	Std. Dev.	Min	Max
Vestibular	10	85.5	20.47356	36	110
Lingual	10	87.6	21.61892	34	102
Mesial	10	98.9	18.11353	60	124
Distal	10	99.1	15.24941	69	120

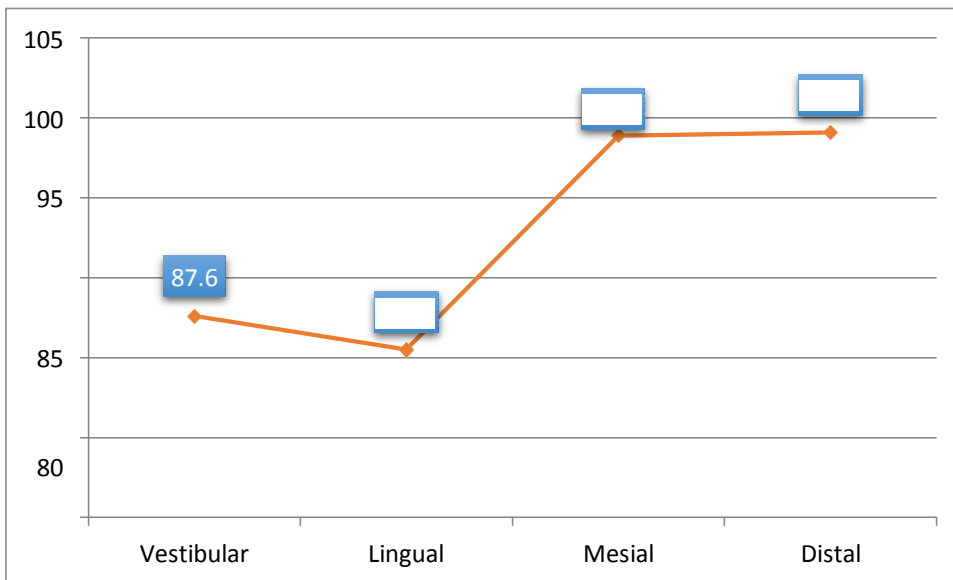


Gráfico 1

Análisis descriptivos de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema inyectable

Interpretación:

En la tabla 8 y gráfico 1 muestra el análisis estadístico de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema inyectable, en la cuatro superficies del diente pilar, la superficie distal presenta mayor desajuste con una media de 99,1 um ($\pm 15,24$ um), seguido de la superficie mesial con un promedio de 98,9 um ($\pm 18,11$), mientras que la superficie vestibular y lingual presentaron menor desajuste 85,5 um ($\pm 20,47$), 87,6 um ($\pm 21,61$) respectivamente.

TABLA 9

Análisis descriptivos de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema CAD CAM

Variable	Obs	Mean	Std. Dev.	Min	Max
Vestibular	10	26.1	6.674162	20	38
Lingual	10	28.6	6.113737	18	36
Mesial	10	63.5	3.407508	58	68
Distal	10	64.3	9.117139	50	78

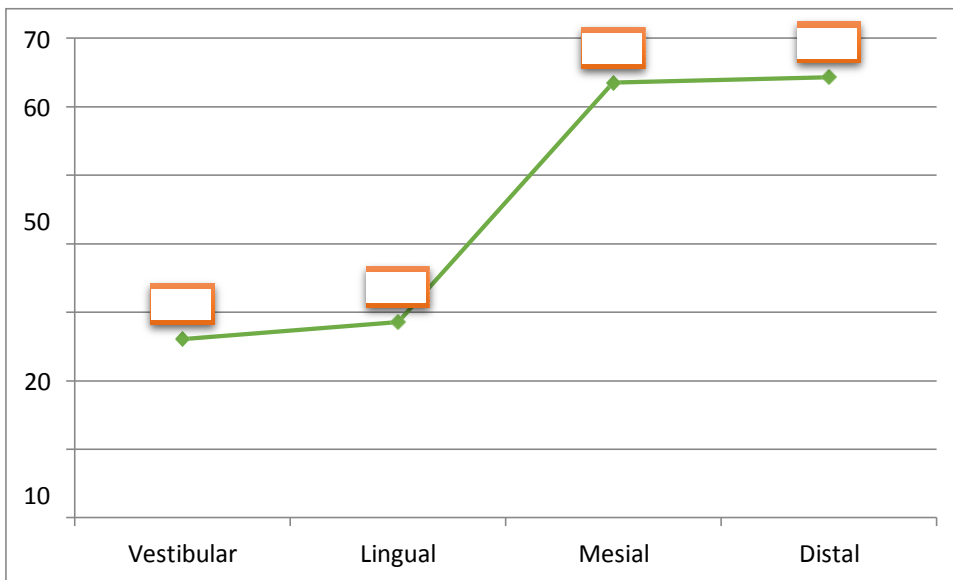


Gráfico 2

Análisis descriptivos de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema CAD CAM

Interpretación:

En la tabla 9 y gráfico 2 muestra el análisis estadístico de la adaptación marginal de las prótesis fija mediante el sistema CAD CAM, en la cuatro superficies del diente pilar, la superficie distal presenta mayor desajuste con una media de 64,3 um ($\pm 9,11$ um), seguido de la superficie mesial con un promedio de 63,5 um ($\pm 3,40$), mientras que la superficie vestibular y lingual presentaron menor desajuste 26,1 um ($\pm 6,67$), 28,6 um ($\pm 6,11$) respectivamente.

CAPÍTULO V

DISCUSIÓN DE RESULTADOS

5.1. CONTRASTACIÓN DE LOS RESULTADOS

El presente estudio comparó dos métodos de evaluación de ajuste marginal e interno para prótesis fijas. Se planteó la hipótesis de que habría diferencias en los valores resultantes de acuerdo con los dos tipos de métodos de evaluación de ajuste marginal e interno. Sin embargo, con base en nuestros hallazgos, la hipótesis nula fue rechazada ($p < 0.005$).

Existen muchos factores clínicos y de laboratorio responsables de la adaptación marginal e interna de las restauraciones de yeso dental. Se pueden producir errores técnicos, como daños en los márgenes durante el recorte de la matriz, grosor excesivo del espaciador de la matriz, adaptación imprecisa de cera, inversiones incorrectas y fallas de fundición. Para minimizar las imprecisiones de ajuste marginal e interno, varios autores han recomendado los siguientes métodos y técnicas: sobreefilar el margen del patrón de cera, eliminar la cera de la superficie interna del patrón de cera, Alivio de la matriz con la aplicación del espaciador de la matriz, alivio interno de la restauración del molde mediante chorro de arena, fresado mecánico, grabado ácido, fresado electroquímico y ventilación oclusal para escapar de la restauración.

En nuestro estudio se encontró que existe diferencia significativa en el ajuste marginal entre el sistema inyectable y CAD CAM, resultados que concuerdan con lo hallado por Hijo et al, encontró que el ajuste marginal e interno mostró diferencias significativas según el método. Incluso si los valores de evaluación del ajuste marginal e interno se encuentran dentro del rango clínico permitido. Así también coincide con lo hallado por Al Hamad, et al en su estudio concluyó que el tipo de corona y el método de fabricación no tuvieron efecto sobre el espacio marginal y oclusal de la corona posterior simple, mientras que el método de fabricación tuvo un efecto significativo sobre el espacio axial. El método digital produjo el ajuste axial más pequeño en comparación con los otros métodos, mientras que el tipo de corona no tuvo efecto en el espacio axial también

Miegimolle B. encontró que los valores de discrepancia marginal fueron menores en las restauraciones de óxido de circonio con recubrimiento que en el resto de los grupos. No se encontraron diferencias significativas en la discrepancia marginal entre las caras vestibular y lingual de las restauraciones cerámicas estudiadas. También Ng et al, determinó que el método de fabricación totalmente digital proporcionó un mejor ajuste de margen que el método convencional.

Azar et al. Esta investigación indica que las coronas de disilicato de litio fabricadas con la técnica de prensa tienen huecos marginales considerablemente más pequeños en comparación con los fabricados con la técnica CAD / CAM

CONCLUSIONES

1. Existe diferencia del ajuste marginal de la prótesis fija cerámica entre sistema CAD CAM e inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.
2. El ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM presentó valores menores y aceptables clínicamente.
3. El ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema inyectable presentó valores mayores y aceptables clínicamente.
4. El ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM e inyectable en la superficie mesial y distal presentó mayor discrepancia.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Fusayama T. Factores y técnica de fundición de precisión Parte II. *J Prosthet Dent* 1959; 9: 1037-48.
2. Quante K, Ludwig K, Kern M. Ajuste marginal e interno de coronas de metal-cerámica fabricadas con una nueva tecnología de fusión por láser. *Dent Mater* 2008; 24: 1311-5.
3. Siadat H, Mirfazaelian A, Alikhasi M. Evaluación del microscopio electrónico de barrido de la discrepancia marginal de las prótesis con implantes de oro y metal base con tres métodos de fabricación. *J Prosthet Dent* 2008; 8: 148- 53.
4. Ushiwata O, de Moraes JV. Método para mediciones marginales de restauraciones: dispositivo accesorio para microscopios de fabricantes de herramientas. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 362-6.
5. Rai R, Kumar SA, Prabhu R, Govindan RT, Tanveer FM. Evaluación de huecos marginales e internos de coronas de cerámica metálica obtenidas de impresiones convencionales y técnicas de fundición con las obtenidas de técnicas digitales. *Indian J Dent Res.* 2017; 28 : 291–7.
6. Reeves J. Salud periodontal: desafíos en odontología restauradora. *Prim Dent J.* 2014; 3 : 73–6. Reiss B, Walther W. Resultados clínicos a largo plazo y análisis de Kaplan-Meier a 10 años de restauraciones CEREC. *Int J Comput Dent.* 2000; 3 : 9-23.
7. Chen J, Cai H, Ren X, Suo L, Pei X, Wan Q, et al. Una revisión sistemática de la supervivencia y las tasas de complicaciones de las prótesis dentales fijas unidas con resina totalmente cerámicas. *J Prosthodont.* 2018; 27 : 535–43. Reiss B, Walther W. Resultados clínicos a largo plazo y análisis de Kaplan-Meier a 10 años de restauraciones CEREC. *Int J Comput Dent.* 2000; 3 : 9-23.
8. de Paula Silveira AC, Chaves SB, Hilgert LA, Ribeiro AP. Ajuste marginal e interno de resina compuesta fabricada con CAD-CAM y coronas de

- cerámica escaneadas por 2 cámaras intraorales. *J Prosthet Dent.* 2017; 117 : 386–92.
9. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluación del ajuste marginal de un sistema de corona de cerámica mecanizada asistida por computadora (CAM) de zirconia. *J Prosthet Dent.* Octubre de 2010; 104 (4): 216-27.
 10. Jacobs MS, Windeler AS. Una investigación de la solubilidad del cemento de fijación dental en función de la brecha marginal. *J Prosthet Dent.* 1991 Mar; 65 (3): 436-42.
 11. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptación de prótesis parciales fijas totalmente cerámicas. *Dent Mater.* 2011 nov; 27 (11) 1119- 26.
 12. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. Estudio clínico de las brechas internas de circonia y estructuras metálicas para prótesis parciales fijas. *Eur J Oral Sci.* Junio de 2008; 116 (3): 272-9.
 13. Kim DY, Kim JH, Kim HY, Kim WC Comparación y evaluación de brechas marginales e internas en cofias de aleación de cobalto y cromo fabricadas mediante fabricación sustractiva y aditiva. *J. Prosthodont. Res.* 2018; 62 : 56-64.
 14. Dauti R., Cvikl B., Lilaj B., Heimel P., Moritz A., Schedle A. Evaluación micro-CT del ajuste marginal e interno de coronas de material de red de cerámica infiltrada de polímero cementado fabricadas después de impresiones convencionales y digitales. *J. Prosthodont. Res.* 2018; 63 : 40– 46.
 15. Ariganello MB, Guadarrama Bello D., Rodriguez-Contreras A., Sadeghi S., Isola G., Variola F., Nanci A. La nanocavitación superficial de titanio modula la actividad de los macrófagos. *En t. J. Nanomed.* 2018; 13 : 8297–8308.
 16. Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AOD, Silva LMD, Oliveira JLGD, Oliveira PCGD, Bonfante G. Ajuste interno de dos sistemas totalmente cerámicos y coronas de metal y cerámica. *J. Appl. Oral Sci.* 2012; 20 : 235–240.

17. Sundar MK, Chikmagalur SB, Pasha F. Ajuste marginal y microfiltración de cofias sinterizadas de metal fundido y láser láser - Un estudio in vitro. *J. Prosthodont. Res.* 2014; 58 : 252-258.
18. Han SH, Sadr A., Tagami J., Park SH Evaluación no destructiva de una adaptación interna de restauración de resina compuesta con tomografía de coherencia óptica de barrido y micro-CT. *Abolladura. Mater.* 2016; 32 : e1 – e7.
19. Boitelle P., Tapie L., Mawussi B., Fromentin O. Evaluación del ajuste marginal de las cofias de circonio CAD-CAM: Comparación de métodos de medición 2D y 3D. *J. Prosthet. Abolladura.* 2018; 119 : 75-81.
20. Zeller S., Guichet D., Kontogiorgos E., Nagy WW Precisión de tres flujos de trabajo digitales para pilar de implantes y fabricación de coronas utilizando una técnica de medición digital. *J. Prosthet. Abolladura.* 2019; 121 : 276– 284.
21. Sachs C., Groesser J., Stadelmann M., Schweiger J., Erdelt K., Beuer F. Prótesis de arco completo de zirconia translúcida: precisión de ajuste. *Abolladura. Mater.* 2014; 30 : 817–823.
22. Alajaji NK, Bardwell D., Finkelman M., Ali A. Evaluación por micro-CT de incrustaciones de cerámica: comparación del ajuste marginal e interno de los sistemas CAM de cinco y tres ejes con una técnica de prensado térmico. *J. Esthet. Restor Abolladura.* 2017; 29 : 49-58.
23. [Hijo K](#), [Lee S](#), [Kang S](#), [Park J](#), [Lee K](#), [Jeon M](#), et al. Estudio comparativo de métodos de evaluación de ajuste marginal e interno para prótesis dentales fijas. [J Clin Med.](#) 2019 1 de junio; 8 (6).
24. [Al Hamad K](#), [Al Quran E](#), [AlJalam S](#), [Baba N](#) . Jordania 2019. Comparación de la precisión del ajuste de coronas de disilicato de litio, metal y circonio hechas de diferentes técnicas de fabricación. [J Prosthodont.](#) 2019 Jun; 28 (5): 497-503.
25. Miegimolle B. España 2018. Evaluación del sellado marginal de coronas CAD/CAM metal-cerámica, de circona con recubrimiento y monolítica sobre

implantes con conexión externa e interna. [Tesis Doctoral]. España, Universidad Complutense de Madrid, 2018.

26. Azar B, Eckert S, Kunkela J, Ingr T, Mounajjed R. Brasil 2018. El ajuste marginal de las coronas de disilicato de litio: prensa vs. CAD / CAM Braz. res oral 2018 32 (22)
27. [Batson E](#), [Cooper L](#), [Duqum I](#), [Mendonça G](#). Estados Unidos 2014. Resultados clínicos de tres sistemas de corona diferentes con tecnología CAD / CAM. [J Prosthet Dent](#). 2014 Oct; 112 (4): 770-7. doi: 10.1016 / j.prosdent.2014.05.002. Epub 2014 28 de junio.
28. [Anadioti E](#) ¹, [Aquilino SA](#), [Gratton DG](#), [Holloway JA](#), [Denry I](#), [Thomas GW](#), [Qian F](#). Ajuste marginal 3D y 2D de coronas de disilicato de litio prensado y CAD / CAM hechas de impresiones digitales y convencionales. [J Prosthodont](#). 2014 dic; 23 (8): 610-7.
29. [Ng J](#), [Ruse D](#), [Wyatt C](#). Canadá 2014. Una comparación del ajuste marginal de coronas fabricadas con métodos digitales y convencionales. [J Prosthet Dent](#). Septiembre de 2014; 112 (3): 555-60.
30. [Martins L](#), [Lorenzoni F](#), Melo A, [Silva L](#), [Oliveira J](#), [Oliveira P](#), et al. Brasil 2012. Ajuste interno de dos sistemas totalmente cerámicos y coronas metal-cerámicas. [J Appl Oral Sci](#). 2012 marzo-abril; 20 (2): 235-40.
31. Loarte M. Lima Perú 2017. Comparación *in vitro* de la adaptación marginal e interna de cofias metálicas de aleación cobalto cromo (Co-Cr) confeccionadas con dos técnicas: de la cera perdida colada por centrifugación convencional y el sistema de fresado de bloques en seco asistido por computador (CAD/CAM).
32. Pröbster L. El desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas. Un compendio histórico. Quintessence (ed esp) 1998; 11: 515-19.
33. Tinschert J, Natt G, Spiekermann H. Determinaciones actuales de las cerámicas dentales. Labor dental 2001; 2: 645-56.
34. Kelly JR, Nishimura J, Campbell SD. Ceramics in dentistry. Historical roots and current perspective. J Prosthet Dent 1996; 75: 18-32.

35. Suárez MJ, López Lozano JF, Salido MP, Serrano B. Coronas de recubrimiento totalmente cerámicas. Criterios de selección. Revista Europea de Odontostomatología 1999; 11: 249-58.
36. Craig R. Materiales de odontología restauradora. Madrid: Harcourt Brace; 1998.
37. Fons- Font A, Solá-Ruiz MF, Martínez González A, Casas- Terrón J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001; 6: 645-56.
38. Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, et al. A computed tomographic scanner derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective study. Clin Implant Dent Relat Res 2005; 7 (suppl 1): S111-S120.
39. Fons- Font A, Solá-Ruiz MF, Martínez González A, Casas- Terrón J. Clasificación actual de las cerámicas dentales. RCOE 2001; 6: 645-56.
40. Vega JM. Porcelanas y cerámicas actuales, RCOE 1999; 4: 41-54.

41. López Soto E, Díaz Romeral P, Orejas J. Aplicaciones clínicas de las nuevas tecnologías en restauraciones totalmente cerámicas (I). Gaceta dental 2008; 191: 193: 183-92.
42. Pradíes G. Estético, biocompatible, resistente ¿es la zirconia el material “ideal” para nuestras prótesis sobre implantes? Profesión dental 2009; 12(: 42-6.
43. Vega Del Barrio JM. Uniones ceramo-metálicas y ceramo-cerámicas: perspectivas futuras. Gaceta dental 2004: 149.
44. Suttor D. Lava zirconia crowns and bridges. Int J Comput Dent 2004; 7: 67- 76.
45. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA- The system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. Int J Comput Dent 2001; 4: 195-206.

46. Salido MP. Estudio comparative del ajuste marginal en coronas cerámicas [Madrid: UCM; 1999.
47. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat- pressed all- ceramic dental materials. *Dent Mater* 2000; 16: 389-95.
48. Burdairon G. Manual de biomateriales Dentarios. Barcelona: Masson, 1991.
49. Núñez Navarro M, Martínez Vázquez de Parga JA, Cañada Madinazcoitia L. Sistemas de colado de titanio. *Rev Iny Prot Estomatol* 2000; 2: 213-9.
50. Wang R, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literatura. *Quintessence Int* 1996; 27: 401-8.
51. Rusell R. Wang I, Fenton A, Titanio para aplicaciones prostodóncicas: revisión de la bibliografía. *Quintessence técnica (ed.esp)* 1997; 10: 27-33.
52. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 405-8
53. Sorensen JA. A rational comparison of plaque-retaining properties of crown systema. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 264-69.
54. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990; 64: 18-24.
55. Mc Lean J, Fraunhofer JA von. The estimation of cement film by an in vivo technique. *Br Dent J.*1971; 131: 107-11.
56. Wolfart S, Wegner SM, Al-Halabi A, Kern M. Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 587-92
57. Coli P, Karlsson S. Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copins. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 577-80.
58. Liu Perng-Ru y cols. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005; 26: 507-16.
59. Cadafalch J, Cadafalch E. Tecnología CAD/CAM en odontología. En: Mallat E. Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. Madrid: Elsevier (ed); 2007. p. 353-77.

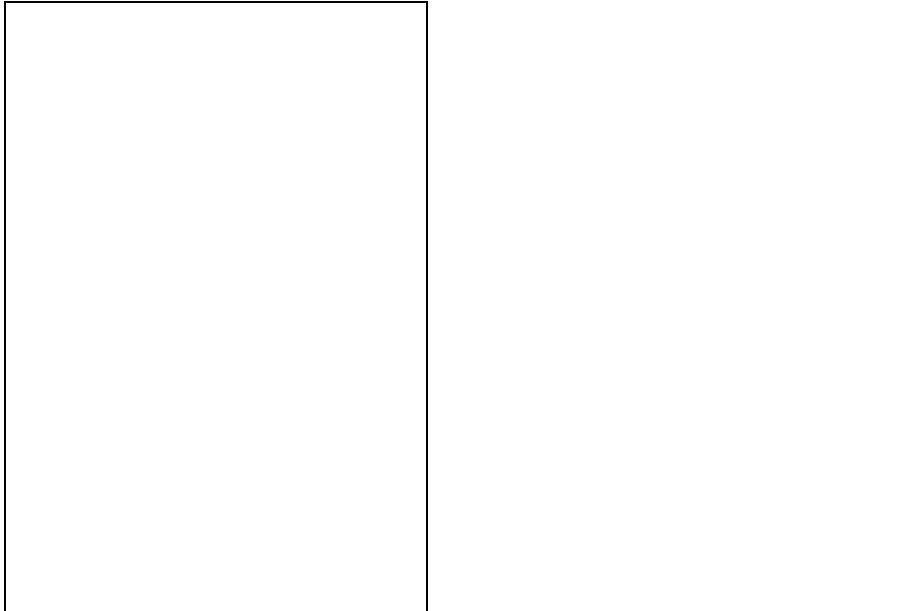
60. Duret F. CAD/CAM in dentistry: present and future applications. In current concepts. Quintessence Int 1996; 27: 433-6.
61. Ngo H. Cerec comes of age. Aust Dent Pract 1998; Nov-Dec: 1-6.
62. Mallat Desplats E, Mallat Callís E. Porcelana. En: Mallat E, Mallat E. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. Ed Quintessence, Barcelona, 2001.p.155-186.
63. Walter M, Böning K, Reppel P. Clinical performance of machined titanium restorations. J Dent 1994; 22: 346-8.
64. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera® AllCeram crowns. J Prosthet Dent 1998; 80: 450-6.
65. Duret F. CAD/CAM in dentistry: present and future applications. In Current concepts. Quintessence Int 1996;27:433-436.
66. Cadafalch J, Cadafalch E. Tecnología CAD/CAM en odontología. En: Mallat E. Prótesis fija estética. Un enfoque clínico e interdisciplinario. Madrid: Elsevier (ed);2007. p. 353-377.
67. Ngo H. Cerec comes of age. Australasian Dental Practice 1998; Nov-Dec:1- 6.
68. Mallat Desplats E, Mallat Callís E. Porcelana. En: Mallat E, Mallat E. Fundamentos de la estética bucal en el grupo anterior. Ed Quintessence, Barcelona, 2001.p.155-186.
69. Oden A, Andersson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera® AllCeram crowns. J Prosthet Dent 1998;80(4):450-6.
70. Romeo M, Martínez JA, Vallejo J. Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio. Rev Int Prot Estomatol 2005;7(5):524-534.
71. Cheah C-M, Chua C-K, Tan K-H, Teo C-K. Integración de la digitalización de superficie mediante láser con las técnicas CAD/CAM en el desarrollo de prótesis faciales. Primera parte: Diseño y confección de réplicas protésicas. Rev Int Prot Estomatol 2004;6(4):107-13.

72. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(4):571-7.
73. Aparicio C, Fortes V, Rodríguez M. Evolución de los sistemas guiados por la imagen en la cirugía de implantes. *Gaceta Dental* 2008;194:154-167.
74. Ascheim. *Estética y Tecnología avanzada*. En: *Odontología estética: una aproximación clínica a las técnicas y los materiales*. 2ª ed. Harcourt; 2000. p.472-5.
75. Witkowski S. CAD/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol* 2005;28:169-84
76. Besimo CE, Graber G. CAD/CAM en coronas y puentes. En: Schmidfeder J. *Atlas de Odontología Estética*. 1º ed. Barcelona: Masson;1999.p.235-242.
77. Perng-Ru L. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005;26(7):507-516.
78. Suarez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio mecanizado y colado con dos líneas de terminación. Universidad Complutense de Madrid Tesis Doctoral 2003.

ANEXOS

MATRIZ DE CONSITENCIA

PROBLEMA	OBJETIVOS	VARIABLE	HIPÓTESIS
General	General	Variable Independiente	Hipótesis nula (Hi)
¿Cuál es la diferencia del ajuste marginal de la prótesis fija cerámica entre sistema CAD CAM e inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018?	Comparar el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica entre sistema CAD CAM e inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.	Ajuste marginal de la prótesis fija	La prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM presenta mejor ajuste marginal que el inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.
Específicos	Específicos	Variable dependiente	Hipótesis alterna (Ho)
Pe 01 ¿Cuál es el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018?	Oe 01 Determinar el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.	Sistema CAD CAM e inyectable	La prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM no presenta mejor ajuste marginal que el inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.

<p>Pe 02</p> <p>¿Cuál es el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018?</p> <p>Pe 03</p> <p>¿Cuál es el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM e inyectable según cara vestibular, palatina, mesial y distal?</p>	<p>Oe 02</p> <p>Determinar el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema inyectable en el laboratorio dental Ceramicroma Huánuco 2018.</p> <p>Oe 03</p> <p>Determinar el ajuste marginal de la prótesis fija cerámica confeccionado mediante el sistema CAD CAM e inyectable según cara vestibular, palatina, mesial y distal.</p>	
--	--	---



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

E. A. P. DE ODONTOLOGÍA

FICHA DE OBSERVACIÓN

N° Prótesis fija: _____

TIPO DE SISTEMA

CAD CAM

Inyectable

AJUSTE MARGINAL

Clasificación según Holmes y Cols 1=
Desajuste interno

2= Desajuste marginal o externo 3=
Desajuste vertical

4= Desajuste horizontal

5= Margen sobrecontorneado

6= Margen infracontorneado

7= Discrepancia marginal absoluta

CARAS:

MM

Vestibular

Palatino/lingual

Mesial

Distal

SISTEMA CAD CAM



