

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**



TESIS DOCTORAL

**Evaluación de la discrepancia marginal en coronas cerámicas
monolíticas CAD/CAM confeccionadas mediante escáner
extra e intraoral y coronas metal-cerámica**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Yolanda Freire Mancebo

Directoras

**M^a Jesús Suárez García
Esther Gonzalo Iñigo**

Madrid
Ed. electrónica 2019

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGÍA CONSERVADORA
Y PRÓTESIS BUCOFACIAL



**Evaluación de la discrepancia marginal
en coronas cerámicas monolíticas CAD/CAM
confeccionadas mediante escáner extra e
intraoral y coronas metal-cerámica
convencionales**

TESIS DOCTORAL
YOLANDA FREIRE MANCEBO
Madrid, 2018



**Evaluación de la discrepancia marginal
en coronas cerámicas monolíticas CAD/CAM
confeccionadas mediante escáner extra e intraoral y
coronas metal-cerámica convencionales**

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor por
la Universidad Complutense de Madrid que presenta:

YOLANDA FREIRE MANCEBO

Directoras:

Profa. Dra. María Jesús Suárez García

Profa. Dra Esther Gonzalo Íñigo

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2018

Evaluación de la discrepancia marginal en coronas cerámicas monolíticas CAD/CAM confeccionadas mediante escáner extra e intraoral y coronas metal-cerámica convencionales

Trabajo de investigación para optar al Grado de Doctor por

la Universidad Complutense de Madrid

que presenta:

YOLANDA FREIRE MANCEBO

Directores:

Dr. Dña. María Jesús Suárez García

Profesora Titular

Dra. Dña. Esther Gonzalo Íñigo

Profesora Asociada

Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial

Facultad de Odontología

Universidad Complutense de Madrid

Madrid, 2018



Dña. M^a Jesús Suárez García, Profesora Titular, y Dña Esther Gonzalo Íñigo, Profesora Asociada del Departamento de Odontología Conservadora y Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

Certifican que:

El trabajo de investigación titulado: “Evaluación del sellado marginal en coronas cerámicas monolíticas CAD/CAM confeccionadas mediante escáner extra e intraoral y coronas metal-cerámica convencionales” del que es autora Dña. Yolanda Freire Mancebo, ha sido realizado en este Departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Madrid a tres de Septiembre de dos mil dieciocho.

Fdo. M^a Jesús Suárez García

Fdo. Esther Gonzalo Íñigo

AGRADECIMIENTOS

Mi agradecimiento a todas las personas que han participado directamente en este estudio:

*A la **Prof. Dra. M^a Jesús Suárez** y a la **Prof. Dra. Esther Gonzalo**, por haber confiado en mí y haber hecho posible este maravilloso proyecto.*

*A **D. Pedro Robredo** del ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica, por la medición de las discrepancias marginales.*

*A la **Dra. Carmen Bravo** del equipo de Apoyo a la Docencia y la Investigación, por el soporte estadístico.*

*Al equipo del **Taller Mecánico** por la confección de la base, las probetas y los dispositivos de digitalización.*

*A los **laboratorios**, equipo del laboratorio Dident S.A y D. Rafael Briones del laboratorio Prótesis S.A, por la confección de la coronas.*

*Al la **casa comercial** de 3M, por ceder el escáner intraoral y las instalaciones para la digitalización.*

Y a todas las personas que indirectamente han participado en este proyecto, y que me han acompañado en este camino.

Gracias por vuestro apoyo, tiempo y paciencia.

La ciencia siempre vale la pena porque sus descubrimientos,
tarde o temprano, siempre se aplican.

- Severo Ochoa -

ÍNDICE

1. RESUMEN	16
1.1. RESUMEN EN ESPAÑOL	17
1.2. RESUMEN EN INGLÉS	22
2. INTRODUCCIÓN	28
2.1. AJUSTE MARGINAL	30
2.1.1. Terminología.....	31
2.1.2. Medición de la discrepancia marginal.....	34
2.1.3. Factores que influyen en la discrepancia marginal.....	38
2.2. CERÁMICAS EN ODONTOLOGÍA	38
2.2.1. Antecedentes históricos.....	39
2.2.2. Clasificación.....	41
2.2.2.1. Clasificación en función de su composición.....	41
2.2.2.2. Clasificación en función del contenido de vidrio.....	46
2.2.2.3. Clasificación en función de la técnica de confección.....	49
2.2.3. Cerámicas monolíticas.....	51
2.3. CAD/CAM EN ODONTOLOGÍA	52
2.3.1. Antecedentes históricos.....	52
2.3.2. Componentes de los sistemas CAD/CAM.....	54
2.3.2.1. Unidad de adquisición de información.....	54
2.3.2.2. Diseño asistido por ordenador.....	55
2.3.2.3. Unidad computerizada de fresado.....	56
2.3.3. Tipos de flujo de trabajo.....	56
2.3.3.1. Métodos directos o clínicos.....	56
2.3.3.2. Métodos indirectos o de laboratorio.....	57
2.3.4. Tipos de archivos.....	57
2.3.5. Principales sistemas de impresión digital.....	58
2.3.6. Ventajas e inconvenientes de las impresiones digitales intraorales.....	63

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	66
4. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	69
5. MATERIAL Y MÉTODOS.....	73
5.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS Y BASE DE APOYO.....	74
5.1.1. Confección de las probetas.....	74
5.1.2. Confección de la base de apoyo.....	76
5.2. SELECCIÓN Y CLASIFICACIÓN DE LOS GRUPOS.....	77
5.2.1. Numeración de las probetas.....	77
5.2.2. Selección de los grupos.....	78
5.3. CONFECCIÓN DE LOS DISPOSITIVOS DE DIGITALIZACIÓN.....	81
5.3.1. Confección de los prototipos.....	81
5.3.2. Confección de los dispositivos.....	83
5.3.3. Dispositivo para el escáner intraoral.....	83
5.3.3.1. Base.....	83
5.3.3.2. Zona central para posicionar la base de acero inoxidable.....	84
5.3.3.3. Zonas de posicionamiento para el captador.....	84
5.3.4. Dispositivo para el escáner extraoral.....	88
5.4. DIGITALIZACIÓN DE LAS PROBETAS.....	89
5.4.1. Preparación de las probetas.....	89
5.4.2. Digitalización mediante el escáner intraoral True Definition Scanner.....	90
5.4.2.1. Digitalización de la superficie oclusal.....	90
5.4.2.2. Digitalización de la superficie distal.....	91
5.4.2.3. Digitalización de la superficie mesial.....	92
5.4.2.4. Digitalización de la superficie lingual.....	93
5.4.2.5. Digitalización de la superficie vestibular.....	94
5.4.3. Digitalización mediante el escáner extraoral Lava™ Scan ST.....	96
5.5. DISEÑO DE LAS RESTAURACIONES.....	97

5.6. CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES.....	98
5.6.1. Coronas metal-cerámicas.....	98
5.6.2. Coronas monolíticas de circona Lava™ Plus.....	100
5.6.3. Coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max® CAD.....	102
5.7. CEMENTADO DE LAS RESTAURACIONES.....	104
5.8. EVALUACIÓN DE LA DISCREPANCIA MARGINAL.....	107
5.8.1. Preparación de las muestras.....	107
5.8.2. Obtención de las imágenes.....	109
5.8.3. Tratamiento de las imágenes.....	113
5.9. TRATAMIENTO DE LOS DATOS.....	114
6. RESULTADOS.....	117
6.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA.....	120
6.1.1. Discrepancia marginal en los sistemas cerámicos y en el grupo control....	120
6.1.2. Discrepancia marginal en los sistemas de digitalización.....	122
6.1.3. Discrepancia marginal en los grupos de estudio.....	123
6.1.4. Discrepancia marginal según la posición.....	125
6.1.4.1. Global.....	126
6.1.4.2. Grupo control y sistemas cerámicos.....	127
6.1.4.3. Sistemas de digitalización.....	130
6.1.4.4. Grupos de estudio.....	132
6.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL.....	135
6.2.1. Interacción entre los sistemas de restauración y digitalización.....	135
6.2.2. Discrepancia marginal de los sistemas cerámicos y el grupo control.....	140
6.2.3. Discrepancia marginal de los sistemas de digitalización.....	143
6.2.4. Discrepancia marginal de los grupos de estudio.....	146
6.2.5. Discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual.....	149
6.2.5.1. Global.....	150
6.2.5.2. Grupo control y sistemas cerámicos.....	151

6.2.5.3. Sistemas de digitalización.....	153
6.2.5.4. Grupos de estudio.....	155
7. DISCUSIÓN.....	159
7.1. DISCREPANCIA MARGINAL.....	161
7.1.1. Metodología.....	164
7.1.2. Sistemas cerámicos.....	172
7.1.3. Sistemas cerámicos y el grupo control.....	177
7.1.4. Sistemas de digitalización.....	179
7.1.5. Grupos de estudio y grupo control.....	185
7.1.6. Superficie vestibular y lingual.....	189
8. CONCLUSIONES.....	194
9. BIBLIOGRAFÍA.....	198
10. ANEXOS.....	207

1. RESUMEN

1.1 RESUMEN EN ESPAÑOL

EVALUACIÓN DE LA DISCREPANCIA MARGINAL EN CORONAS CERÁMICAS MONOLÍTICAS CAD/CAM CONFECCIONADAS MEDIANTE ESCÁNER EXTRA E INTRAORAL Y CORONAS METAL-CERÁMICA CONVENCIONALES.

INTRODUCCIÓN

En prótesis fija, las restauraciones metal-cerámicas siguen siendo el gold standard. Sin embargo, cada vez hay una mayor demanda por parte de los pacientes de restauraciones totalmente cerámicas.

Uno de los problemas más frecuentes de las restauraciones cerámicas, es la fractura de la cerámica de recubrimiento. Por ello, para evitar los inconvenientes derivados de las estructuras en capas, recientemente han surgido los sistemas cerámicos monolíticos.

El éxito a largo plazo de estas restauraciones está basado principalmente en la estética, la resistencia a la fractura y la discrepancia marginal. Existen diferentes factores que pueden influir en el desajuste marginal, como el material cerámico o la tecnología CAD/CAM.

Por ello en el presente estudio se propuso evaluar la discrepancia marginal de coronas cerámicas monolíticas, confeccionadas con 2 sistemas cerámicos y digitalizadas con 2 escáneres, y compararlas con las coronas metal-cerámicas convencionales.

HIPÓTESIS DE TRABAJO

Uno de los principales objetivos en prótesis fija es asegurar la supervivencia de las restauraciones, siendo un factor fundamental una discrepancia marginal adecuada.

Las hipótesis nulas (H_0) planteadas fueron que no existirían diferencias en la discrepancia marginal entre coronas cerámicas monolíticas confeccionadas con tecnología CAD/CAM y coronas metal-cerámica convencionales, que no existirán diferencias en la discrepancia marginal de las restauraciones confeccionadas con dos sistemas de escaneado (extra e intraoral) y que no existirán diferencias en el desajuste marginal entre las caras vestibular y lingual de las restauraciones.

OBJETIVOS

Los objetivos fueron:

1. Analizar si la discrepancia marginal de las coronas cerámicas monolíticas y de las coronas metal-cerámica se encuentran dentro de los límites clínicamente aceptables.
2. Evaluar el desajuste marginal de las coronas cerámicas monolíticas y de las coronas metal-cerámicas.
3. Evaluar la influencia del sistema de digitalización en las restauraciones cerámicas digitalizadas con el escáner intra y extraoral.
4. Comparar la discrepancia marginal de las coronas cerámicas confeccionadas con ambos tipos de escáneres.
5. Evaluar el desajuste entre las superficies vestibular y lingual.

MATERIAL Y MÉTODO

En el presente estudio *in vitro* se confeccionaron 50 probetas de acero inoxidable con forma de molar inferior tallado y una base de acero inoxidable para posicionar las probetas.

Se constituyeron cinco grupos (n = 10), un grupo control de coronas metal-cerámicas y cuatro grupos de estudio que se caracterizaron por el sistema cerámico (disilicato de litio IPS e.max[®] CAD y la zircona Lava[™] Plus) y el sistema de digitalización empleado en la confección de las coronas (escáner intraoral 3M[™] True Definition Scanner y escáner extraoral Lava[™] Scan ST). Los muñones se distribuyeron aleatoriamente en los 5 grupos.

Para estandarizar el proceso de digitalización se fabricaron dos dispositivos de digitalización, uno para el escáner intraoral y otro para el escáner extraoral. Se digitalizaron los muñones, se confeccionaron las coronas y se cementaron.

La discrepancia marginal vertical se evaluó mediante microscopio electrónico de barrido (MEB) a 500X.

Se llevó a cabo el análisis estadística de los datos mediante estadística descriptiva e inferencial, a través del análisis de la varianza (ANOVA) bifactorial, ANOVA unifactorial, test a posteriori de la F de Ryan-Einot-Gabriel-Welsh, prueba robusta de igualdad de medias de Welch, el test de igualdad de medias de Brown-Forsythe, test a posteriori de T2 de Tamhane, test de la t de Student y test de los rangos signados de Wilcoxon.

Los análisis se realizaron mediante el programa informático SPSS[®] 25.0. El nivel de significación se estableció para valores de $p \leq 0,05$.

RESULTADOS

Todos los valores de discrepancia marginal obtenidos se encontraron dentro de los límites clínicamente aceptables. No se observó *interacción* en la discrepancia marginal entre los sistemas cerámicos y los sistemas de digitalización.

En relación al *sistema cerámico* e independientemente del sistema de digitalización, no se observaron diferencias en la discrepancia marginal entre las coronas monolíticas de disilicato de litio y circonita. Sin embargo, las coronas cerámicas monolíticas de disilicato de litio y circonita presentaron un desajuste marginal significativamente inferiores a las coronas metal-cerámica.

En relación al *sistema de digitalización* e independientemente del sistema cerámico, las coronas cerámicas digitalizadas con el escáner intraoral presentaron valores de discrepancia marginal inferiores a las coronas digitalizadas con el escáner extraoral. Sin embargo, al analizar la discrepancia marginal en cada uno de los sistemas cerámicos no se observaron diferencias entre el escáner intraoral y extraoral en términos de discrepancia marginal.

En relación a los *grupos de estudio y el grupo control*, se observaron diferencias en el desajuste marginal entre las coronas de circonita digitalizadas con el escáner intraoral y las coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral y el grupo control. No hubo diferencias en el sellado entre el resto de los grupos.

Al evaluar la discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual, no se obtuvieron diferencias a nivel global, ni los sistemas cerámicos, ni en el grupo control, ni en los sistemas de digitalización. En los grupos de estudio, sólo se observaron diferencias significativas entre las superficies en las coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral y en las coronas de circonita digitalizadas con el escáner intraoral.

CONCLUSIONES

1. Los valores de discrepancia marginal de las coronas cerámicas monolíticas y metal-cerámica se encuentran en los límites clínicamente aceptados.
2. Los sistemas cerámicos presentaron valores de discrepancia marginal inferiores al grupo control, sin embargo no hubo diferencias entre ellos.
3. Las coronas digitalizadas con el escáner intraoral presentaron discrepancias marginales inferiores a las digitalizadas con el escáner extraoral independientemente del sistema cerámico. En cada sistema cerámico no hubo diferencias entre los escáneres en términos de desajuste marginal.
4. Las coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral y las coronas metal-cerámica presentaron valores superiores de discrepancia a las coronas de circona digitalizadas con el escáner intraoral.
5. Solo se observaron diferencias de discrepancia marginal entre superficies en las coronas de circona monolítica digitalizadas con el escáner intraoral y en las coronas de disilicato de litio monolíticas digitalizadas con el escáner extraoral.

1.2 RESUMEN EN INGLÉS

MARGINAL DISCREPANCY EVALUATION IN CAD/CAM MONOLITHIC CERAMIC CROWNS DIGITALIZED WITH EXTRA AND INTRAORAL SCANNER AND METAL-CERMIC CONVENTIONAL CROWNS.

INTRODUCTION

In fixed prosthesis, metal-ceramic crowns continue to be the gold standard. However, patients increasingly demand all-ceramic restorations.

The fracture of the ceramic layer is one of the most frequent problems in ceramic restorations. In order to avoid the inconvenience resulting from a multi-layer structure, recently monolithic ceramic systems have arisen.

Long term success of these restorations is based in aesthetics, fracture resistance and marginal discrepancy. Different factors could influence in the marginal discrepancy, such as the ceramic system or CAD/CAM technology.

Thus, in the present study was proposed the marginal discrepancy evaluation of monolithic ceramic crowns, manufactured with 2 ceramic systems and digitalized with 2 scanners, and their comparison with conventional metal-ceramic crowns.

HYPOTHESES

In fixed prosthesis, one of the main goals is to ensure the longevity of the restorations.

Thus, marginal discrepancy is critical.

The null hypotheses (Ho) raised are that no differences would be found among monolithic ceramic crowns manufactured with CAD/CAD technology and conventional metal-ceramic crowns, no differences would be found in marginal discrepancy between the extra and intraoral scanners, and no differences in marginal discrepancy would be found between buccal and lingual surfaces.

OBJECTIVES

The main objectives were:

1. To analyze whether marginal discrepancy of monolithic ceramic crowns and metal-ceramic crowns was within clinical acceptable limits.
2. To evaluate marginal discrepancy of monolithic ceramic crowns and metal-ceramic crowns.
3. To evaluate the influence of the digitalization system in ceramic restorations digitalized with intraoral and extraoral scanner.
4. To compare the marginal discrepancy of metal-ceramic crowns manufactured with both, intraoral and extraoral scanner.
5. To evaluate marginal discrepancy between buccal and lingual surfaces.

MATERIAL AND METHODS

In this *in vitro* study, 50 stainless steel specimens were machined to simulate a second mandibular molar and one stainless steel base in order to place the specimens.

Five groups (n = 10) were constituted, one control group of metal-ceramic crowns and four study groups characterized by the ceramic system (IPS e.max[®] CAD lithium disilicate and Lava[™] Plus zirconia) and the scanner (intraoral 3M[™] True Definition Scanner and extraoral Lava[™] Scan ST). The specimens were randomly distributed into the 5 groups.

In order to standardize the digitalization process, two devices were manufactured, one for the intraoral scanner and the other one for the extraoral scanner. The specimens were digitalized and the crowns were manufactured. Then, the crowns were luted onto the specimens. Vertical marginal gap was analyzed under a scanning electron microscope (SEM) at 500x magnification.

Statistical analysis was analyzed by descriptive and inferential statistics, through the two-way analysis of variance (ANOVA), one-way ANOVA, Ryan-Einot-Gabriel-Welsh F (REGWF) test, Welch and Brown-Forsythe ANOVA, Tamhane's T2 post hoc test, Student's t-test and the Wilcoxon signed-rank test. The analysis were performed with SPSS[®] 25.0 software. The level of significance was set at $\alpha = 0,05$.

RESULTS

All marginal discrepancy values were into the range of clinically acceptable limits. No interaction in marginal discrepancy was observed between ceramic systems and digitalization systems.

Regarding the ceramic system, and regardless the digitalization system, no significant differences were observed in marginal discrepancy between lithium disilicate and zirconia crowns. However, lithium disilicate and zirconia monolithic ceramic crowns presented lower values of marginal discrepancy than metal-ceramic crowns.

Regarding the digitalization system, and regardless the ceramic system, monolithic crowns digitalized with the intraoral scanner presented lower marginal discrepancy than those digitalized with the extraoral scanner. Nevertheless, in each ceramic system no marginal discrepancy differences were observed between intraoral and extraoral digitalization.

Regarding to the control group and the study group, marginal gap discrepancies were found between monolithic zirconia crowns digitalized with the intraoral scanner and monolithic lithium disilicate crowns digitalized with the extraoral scanner and also with the control group. No significant differences were observed among the other groups.

No significant differences were observed between buccal and lingual surfaces globally, neither among the ceramic systems and the control groups nor between the digitalization systems. In the study groups were only observed significant differences between surfaces in monolithic crowns digitalized with the intraoral scanner and in the monolithic crowns lithium disilicate digitalized with the extraoral scanner.

CONCLUSIONS

1. The marginal discrepancy values of monolithic ceramic crowns and metal-ceramic crowns were into the range of clinical acceptable limits.
2. Ceramic systems presented lower discrepancy values than control group. However, no significant differences between them were observed.
3. Crowns digitalized with the intraoral scanner presented lower marginal discrepancies than those digitalized with the extraoral scanner regardless of the ceramic system. No differences were observed between the scanners in terms of marginal discrepancy in each ceramic system.

4. Lithium disilicate crowns digitalized with extraoral scanner and metal-ceramic crowns presented higher values of discrepancy than zirconia crowns digitalized with intraoral scanner.
5. The only marginal discrepancy differences between surfaces were observed in zirconia monolithic crowns digitalized with the intraoral scanner and the lithium disilicate monolithic crowns digitalized with the extraoral scanner.

2. INTRODUCCIÓN

Desde los años 80 con las primeras restauraciones protésicas basadas en una impresión digital¹, ha habido un gran desarrollo de la tecnología CAD/CAM en el campo de la odontología, especialmente en los últimos años².

En los inicios, las prótesis fabricadas con tecnología CAD/CAM presentaban ajustes marginales e internos deficientes, debido a la baja resolución de los escáneres y la inadecuada potencia informática. Sin embargo, los recientes avances en los campos de la tecnología, ingeniería y materiales, han favorecido el desarrollo de sistemas CAD/CAM con escáneres de gran fiabilidad y programas informáticos sofisticados³.

La digitalización ha permitido una simplificación del flujo de trabajo, así como una reducción de las imprecisiones relacionadas con las técnicas de impresión y vaciado del modelo convencionales². Sin embargo, a pesar de que la tecnología CAD/CAM va ganando en importancia, en la actualidad las impresiones físicas siguen siendo el sistema de referencia⁴.

Ya sea mediante técnica mecanizada o convencional, las coronas cerámicas se pueden utilizar para obtener una estética natural⁵ y están siendo cada vez más demandadas por los pacientes⁶. Las restauraciones totalmente cerámicas han experimentado un gran desarrollo a lo largo de las tres últimas décadas⁷ y diversos tipos de sistemas cerámicos están disponibles para uso clínico, siendo los materiales más utilizados el disilicato de litio y la circonita⁸. Sin embargo, hay que tener en cuenta que las restauraciones metal-cerámica siguen siendo las más utilizadas⁹.

El éxito de las restauraciones depende de varios factores, siendo uno de los más importantes el ajuste marginal¹⁰. Discrepancias marginales inadecuadas pueden dar lugar a diversos inconvenientes¹¹ comprometiendo el éxito de la restauración.

2.1. AJUSTE MARGINAL

El sellado o ajuste marginal en prótesis fija se define como la exactitud con la que encaja una restauración sobre una línea de terminación, tallada previamente en la porción cervical de la corona dentaria, mediante un instrumento rotatorio diamantado a alta velocidad^{12, 13}.

El éxito de una restauración está determinado fundamentalmente por tres factores¹⁴: ajuste marginal^{14, 15}, estética y resistencia a la fractura^{14, 16, 17}. Las restauraciones cerámicas también deben de alcanzar estos requerimientos clínicos^{8, 18}.

Por lo tanto, el ajuste marginal es uno de los factores más importantes del éxito clínico de una restauración completa¹⁰. Sin embargo, a pesar de su importancia, no hay un consenso que determine un desajuste marginal máximo aceptable⁸.

En la literatura se han admitido márgenes entre 50 y 200 μm (micras), lo que denota una ausencia de un criterio objetivo basado en la evidencia científica¹⁰. En términos de longevidad, se han aceptado márgenes entre 50 - 120 μm ^{10, 19}.

La mayoría de los investigadores siguen utilizando el criterio de discrepancia marginal máxima de 120 μm . Este criterio establecido en 1971 por McLean y von Fraunhofer²⁰, basado en un estudio donde evaluaron más de 1000 coronas y concluyeron que 120 μm fue el desajuste marginal máximo clínicamente aceptable²¹.

Para restauraciones confeccionadas mediante CAD/CAM, en general se aceptan márgenes entre 50 - 100 μm ¹⁹. Sin embargo, se han descrito valores entre 17 - 118 μm ²¹ y entre 19 - 161 μm ²², por lo que tampoco hay un consenso para determinar desajustes clínicamente aceptables.

El fracaso de las restauraciones totalmente cerámicas está relacionado con diferentes factores como un deficiente ajuste marginal, la fractura de la restauración, la decoloración marginal y/o la presencia de caries secundarias²³.

Una discrepancia marginal deficiente puede comprometer de diferentes formas a la restauración^{14, 24}. Puede afectar a la resistencia a la fractura, comprometer los tejidos adyacentes, originar caries cerca del margen²⁴, favorecer la acumulación de placa y/o la microfiltración e inflamación pulpar¹⁴. También puede dar lugar a alteraciones como recesión gingival, gingivitis, bolsa periodontal o pérdida de hueso alveolar²⁵.

Además, grandes desajustes pueden aumentar la disolución del cemento²⁴ y dar lugar a tasas más agresivas de disolución originadas por los fluidos orales y las fuerzas químicas y mecánicas²⁶.

2.1.1. Terminología

Hasta finales de los años 80, no existía uniformidad a la hora de llevar a cabo las mediciones del desajuste marginal, variando los criterios entre los investigadores¹⁴. En 1989, Holmes y cols.²⁷ establecieron siete categorías de desajuste marginal atendiendo a parámetros objetivos:

- **Desajuste interno**

Medición en la región interna. Distancia entre la pared axial de la preparación y la superficie interna de la restauración.

- **Desajuste marginal o externo**

Medición a nivel del margen. Distancia perpendicular existente entre la preparación y la restauración.

- **Desajuste vertical**

Componente vertical del ajuste marginal, es la medida paralela a la vía de inserción de la restauración. Distancia entre el cavo superficial de la preparación y el margen de la restauración.

- **Desajuste horizontal**

Componente horizontal del ajuste marginal, es la medida perpendicular a la vía de inserción de la restauración. Distancia entre el ángulo cavo superficial y el margen de la restauración.

- **Margen sobreextendido**

Tramo de prótesis que rebasa la línea de terminación. Distancia que existe entre el desajuste externo hasta el margen de la restauración.

- **Margen infraextendido**

Porción de diente que sobrepasa la restauración. Distancia entre el desajuste externo hasta el ángulo cavo superficial de la preparación.

- **Desajuste marginal absoluto o total**

Combinación angular del desajuste marginal y el sobreextendido o infraextendido. Distancia máxima entre el ángulo cavosuperficial del muñón y el margen de la restauración.

Holmes y cols.²⁷ también clasificaron los posibles defectos marginales en cuatro tipos:

- **Sin defectos**

No existen defectos ni horizontales ni verticales. La discrepancia marginal absoluta es nula. Es el ajuste ideal.

- **Defectos verticales**

El desajuste marginal absoluto coincide con el vertical externo e interno. No hay defectos de extensión, la discrepancia es exclusivamente vertical.

- **Defectos horizontales**

La discrepancia marginal horizontal coincide con la absoluta, que es error de extensión. la discrepancia es completamente horizontal. Se pueden diferenciar dos subtipos, defectos de infraextensión o defectos de sobreextensión.

- **Defectos mixtos**

Es la combinación de defectos horizontales con los verticales. Se pueden encontrar defectos verticales sobreentendidos o defectos verticales infraentendidos. Son los defectos más frecuentes (Fig. 1).

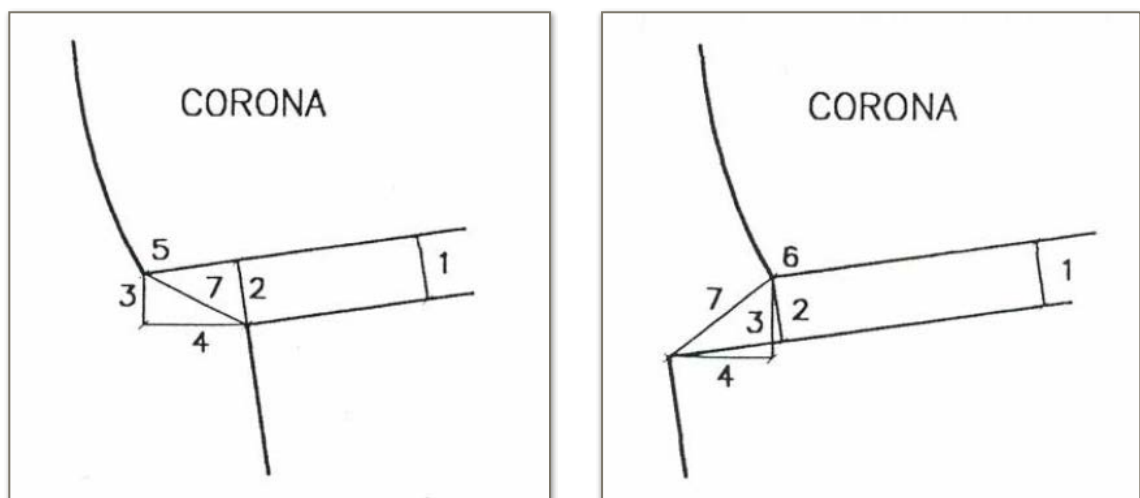


Fig. 1. Medidas descritas por Holmes y cols.²⁷: 1, desajuste interno; 2, desajuste marginal o externo; 3, desajuste vertical; 4, desajuste horizontal; 5, margen sobrecontorneado; 6, margen infracontorneado; y 7, desajuste total.

2.1.2. Medición de la discrepancia marginal

Para llevar a cabo la medición del desajuste marginal de las restauraciones se pueden emplear diferentes métodos^{16, 21, 22}. Sorensen²⁸, clasificó los métodos disponibles para evaluar la discrepancia marginal en cuatro categorías básicas: visión directa, visión transversal, técnica de la impresión, y examinador y evaluación visual²⁹.

- **Técnica de microfiltración**

La microfiltración es el paso de fluidos, iones, moléculas o bacterias entre la restauración y el tejido dental remanente¹⁷.

Los estudios de microfiltración son técnicas *in vitro* diseñadas para analizar la capacidad de sellado. Generalmente, la tinción se lleva a cabo con fucsina básica o azul de metileno y la evaluación con esteromicroscopio o microscopio óptico³⁰ (Fig. 2).



Fig. 2. Microfiltración mediante fucsina básica y magnificación X10¹⁷.

- **Réplica de la interfase**

Introducida por Molin y Karlsson en 1993³¹ es una técnica no destructiva³² que consiste en la obtención de una réplica del espacio que existe entre la restauración y la preparación, a través de un material de impresión^{33, 34}. Una vez obtenida la réplica, la discrepancia se puede evaluar a través de diferentes métodos³² como el microscopio óptico o electrónico³²⁻³⁴ (Fig. 3).

Una alternativa a la réplica de la interfase es la técnica del peso. En esta técnica, el material es pesado y el valor obtenido corresponde al espesor total del desajuste interno³².

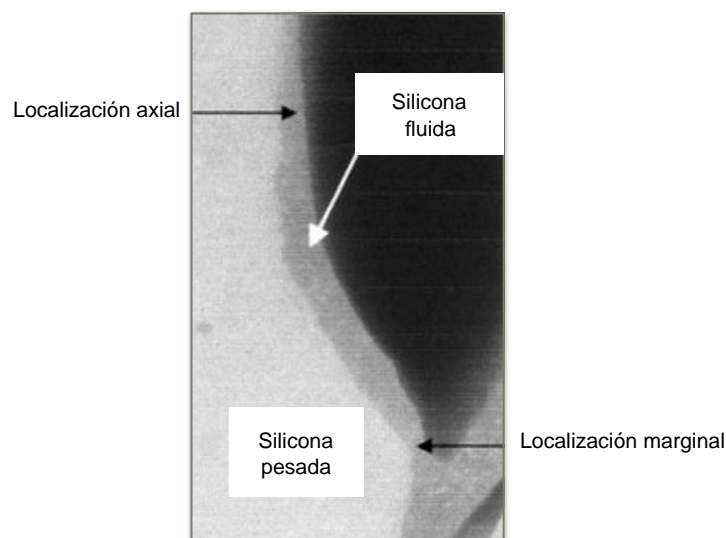


Fig.3. Réplica de la interfase³³.

- **Técnica de Análisis de Imagen**

Consiste en la combinación de un microscopio de magnificación aproximada de X40 con una cámara y un programa informático de análisis de imagen¹⁶. Es una técnica conservadora y simple que permite el análisis de la interfase sin la destrucción del espécimen³⁵ (Fig. 4).

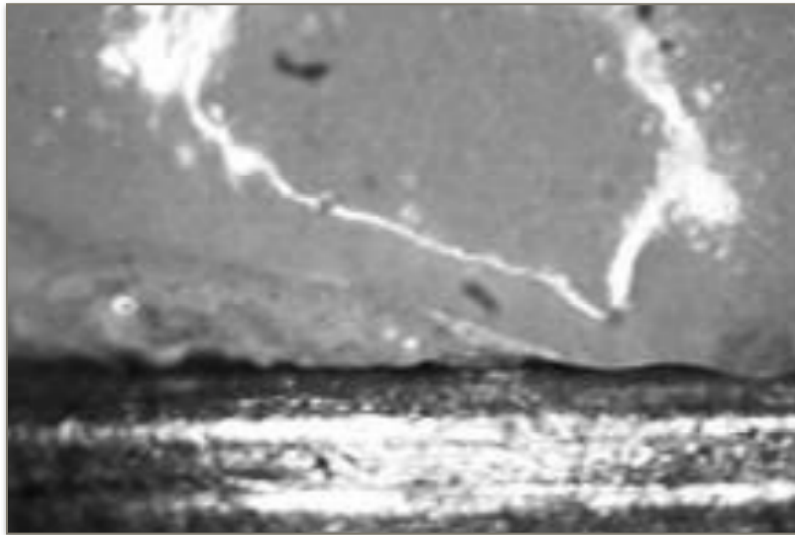


Fig. 4. Magnificación X40 (Optimas 6.1, Optimas)³⁵.

- **Microscopio electrónico de barrido (MEB)**

Consiste en la obtención de la imagen y procesado mediante un programa informático asociado al propio MEB¹⁶. Método no destructivo que requiere la preparación de las muestras previa a la medición (Fig. 5).



Fig. 5. Evaluación de la interfase a través del MEB JSM-6400¹⁶.

- **Microtomografía computerizada**

Técnica que permite evaluar el margen de la restauración así como el espacio interno tanto en dos como en tres dimensiones³⁴. Además, permite obtener datos de la sección transversal mediante imágenes de alta resolución³⁶ en múltiples sitios y direcciones dentro del rango de micrómetros³⁴. Método directo, no destructivo^{34, 37} de elevado coste económico³⁶ (Fig. 6).

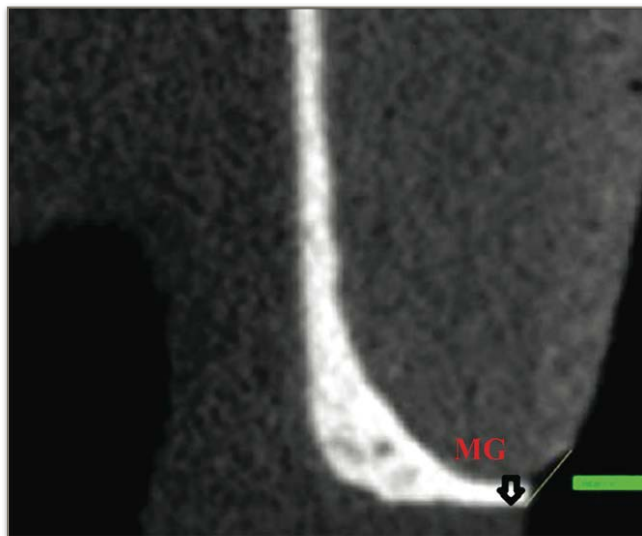


Fig. 6. Medición de la discrepancia marginal mediante micro-CT³⁴.

- **Otras técnicas de medición de la interfase**

Existen otras técnicas para llevar a cabo la medición de la discrepancia marginal como la digitalización mediante escáner óptico, que consiste en digitalizar las coronas cerámicas y el modelo mediante un escáner a través de múltiples imágenes y datos de triangulación³⁸, o la perfilometría, en la cual, se obtiene información a través de una proyección bidimensional³⁰.

2.1.3 Factores que influyen en en la discrepancia marginal

El tipo de línea de terminación podría influir en el desajuste marginal. En la actualidad, no está claro si alguno de los diferentes diseños de línea de terminación presenta más ventajas en términos de ajuste marginal^{16, 39}.

Otro factor que podría influir en el desajuste marginal sería presencia o ausencia de cemento en la interfase de la restauración y la preparación durante la medición. Mediciones realizadas en restauraciones cementadas presentan mayor desajuste que las mediciones de restauraciones sin cementar, existiendo un incremento mínimo de desajuste de 10 micras¹³.

El ángulo de convergencia es otro factor que podría afectar al ajuste de las restauraciones. Oyagüe y cols. analizaron diferentes ángulos de convergencia y no obtuvieron diferencias significativas en el sellado marginal entre los diferentes ángulos⁴⁰ (Fig. 7).

2.2. CERÁMICAS EN ODONTOLOGÍA

El término 'cerámica' tiene su origen en la palabra griega *keramos*, que significa tierra quemada o fabricado de tierra⁴¹.

Los materiales cerámicos se caracterizan por ser de naturaleza inorgánica, de estructura final parcial o totalmente cristalina, formados principalmente por componentes no metálicos y que se obtienen por acción del calor⁷. Dentro de éstos materiales cerámicos se encuentran la loza, el gres, el vidrio y la porcelana⁴¹.

Las porcelanas están compuestas fundamentalmente por tres materiales: feldespato, cuarzo (sílice) y caolín o arcilla blanca. El contenido en caolín determinó originalmente la diferencia entre las porcelanas dentales y no dentales⁴¹. La composición tiene una gran relevancia clínica, ya que el comportamiento mecánico y estético depende de ella⁷.

La mayor parte de las cerámicas dentales están compuestas por una estructura mixta, pudiendo distinguir dos fases, una fase cristalina y una fase vítrea. La fase vítrea, forma una matriz compuesta por átomos desordenados y es la responsable de aportar la estética. La fase cristalina, se encuentra inmersa dentro de la matriz vítrea, está formada por partículas de minerales cristalizadas cuyos átomos se encuentran dispuestos de forma uniforme y es la responsable de la resistencia⁷.

2.2.1. Antecedentes históricos

La cerámica es un material que se ha utilizado a lo largo de la historia del hombre. Se han encontrado restos de cerámica en excavaciones y ruinas datadas en el 23.000 a.C⁴¹.

A principios del siglo XVIII, se importaban grandes cantidades de porcelana a Europa desde China y Japón⁴². Aproximadamente en 1720, y tras décadas de esfuerzo, en Europa se consiguió fabricar porcelanas finas y traslúcidas comparables a las porcelanas chinas⁴³.

Éste desarrollo se basó fundamentalmente en el reemplazo de la lima (óxido de calcio) por feldespato como fundente, y a una cocción a altas temperaturas⁴³.

En 1723, Pierre Fauchard en su libro 'Le Chirurgien Dentiste', describe el esmaltado de las dentaduras, aunque probablemente no implicando porcelanas feldespáticas⁴³.

En 1728, Fauchard sugiere el uso de las porcelanas en el ámbito dental⁴⁴.

Posteriormente en 1774, se produjo la primera aplicación exitosa de la porcelana en odontología⁴⁵. Éste logro se llevó a cabo entre el boticario Alexis Dûchateau⁴³, que propuso la porcelana como material dental al observar su estabilidad en el almacenamiento de productos químicos⁴¹, y Nicholas Dubois Chémant asistente de un dentista parisino⁴³, el cual mejoró el proceso de fabricación⁴¹.

El desarrollo de las porcelanas en odontología supuso un gran avance al reemplazar materiales que en el medio oral no eran estables como el marfil, hueso, dientes de origen animal o dientes humanos obtenido de 'donantes'⁴⁵.

En 1808, el dentista Giuseppangelo Fonzi mejoró significativamente la versatilidad de las cerámicas, confeccionando dientes unitarios con un sistema de retención a través de un pernos de platino^{41, 42}.

En 1886, Land llevó a cabo las primeras incrustaciones de porcelana sobre dientes naturales y en 1903, confeccionó la primera corona completa de porcelana. Sin embargo, estas coronas cayeron en desuso debido a la escasa resistencia, los cambios volumétricos que experimentaban durante la fabricación y las agresivas preparaciones que requerían⁴⁴.

Tuvieron que pasar más de 50 años para que hubiese un avance importante en el campo de las porcelanas dentales. En 1965 McLean y Huges, introdujeron la porcelana aluminosa, menos estética que la porcelana feldespática convencional pero un 40% más resistente. Sin embargo, requería tallados más agresivos⁴⁴.

En la misma década se desarrollaron las restauraciones ceramometálicas, las cuales en ese momento, presentaban una serie de inconvenientes ligados a la estética, la adaptación marginal, las diferencias entre los coeficientes de dilatación de los distintos materiales empleados para su confección y la unión entre los mismos⁴⁴.

En la actualidad las restauraciones ceramometálicas siguen siendo el gold standard en prótesis fija⁷, sin embargo, cada vez aumenta más la demanda de soluciones totalmente cerámicas, más estéticas⁹.

2.2.2. Clasificación

Las clasificaciones son formas artificiales de distribución, que permiten la organización del conocimiento de una materia⁷. Los sistemas de clasificación de los materiales cerámicos permiten mejorar la comunicación y la educación⁴⁶.

Se han propuesto diferentes sistemas de clasificación, pudiendo enfocarse en diversos aspectos como la composición⁴⁶, la técnica de confección⁷, la temperatura de cocción⁴⁷, las indicaciones clínicas, la capacidad de admitir un proceso de grabado, la microestructura, la translucidez o la resistencia a la fractura y desgaste del antagonista⁴⁶.

2.2.2.1. Clasificación en función de su composición

A nivel químico, se pueden distinguir tres grandes grupos de porcelanas dentales: feldespáticas, aluminosas y circoniosas⁷.

- **Cerámicas feldespáticas**

Las primeras porcelanas dentales estaban compuestas por feldespato, cuarzo y caolín. Ésta composición se fue modificando hasta llegar a la composición actual, basada en un magma de feldespato, partículas de cuarzo dispersas y una proporción mucho menor de caolín⁷.

Sin embargo, la composición de las cerámicas feldespáticas se ha ido modificando para mejorar sus propiedades y surgen las porcelanas feldespáticas de elevada resistencia, que incorporan diversos elementos para mejorar la resistencia⁷.

En función de las partículas que se añadan a su composición química se pueden distinguir tres tipos de cerámicas feldespáticas de alta resistencia⁴⁷:

- *Reforzadas con leucita*: la incorporación de microcristales de leucita a la matriz vítrea permite un aumento en la resistencia mecánica. Entre las cerámicas feldespáticas reforzadas con leucita se encuentran IPS Empress[®] I (Ivoclar Vivadent AG) u Optec-HSP[®] (Jeneric)⁷.
- *Reforzadas con disilicato de litio*: IPS Empress[®] II (Ivoclar Vivadent AG) se introdujo en 1998⁴⁸ e incorporó cristales disilicato de litio y ortofosfato de litio, mejorando la resistencia pero generando una mayor opacidad, lo que condiciona que se utilicen como núcleo interno recubiertas de porcelana feldespática⁷. IPS e.max[®] Press/CAD (Ivoclar Vivadent AG) se reforzaron solo con disilicato de litio y presentan una mayor resistencia a la fractura en comparación con IPS Empress[®] II^{7, 47}. IPS e.max[®] Press/CAD pueden utilizarse como subestructura o en forma monolítica⁴⁸.

- *Reforzadas con óxido de aluminio*: los bloques cerámicos CAD/CAM Vitablocks Mark II^{®47}, Esthetic line[®] y Triluxe[®] (VITA Zahnfabrik) se encuentran en este grupo⁴⁹.

- **Cerámicas aluminosas**

Tal y como se comentó anteriormente, McLean y Hughes introdujeron las cerámicas aluminosas⁴⁴, reduciendo la cantidad de cuarzo e incorporando grandes cantidades de óxido de aluminio a la porcelana feldespática⁷.

Sin embargo, la presencia de más de 50% de la proporción de alúmina produce una restauración muy resistente pero opacas^{7, 41}.

Para evitar tallados muy agresivos se utiliza para la fabricación de estructuras internas que son recubiertas por porcelanas con cantidades menores de alúmina. Dentro de este sistema destacan los siguientes^{7, 47}:

- *In-Ceram[®] Alumina (VITA Zahnfabrik)*: 99% de alúmina sin fase vítrea⁷.
- *In-Ceram[®] Spinell (VITA Zahnfabrik)*: 72% de alúmina, 28% de óxido de magnesio e infiltrado de vidrio tras el sinterizado. Presenta mejores propiedades ópticas pero una menor resistencia a la fractura⁷.
- *In-Ceram[®] Zirconia (VITA Zahnfabrik)*: 67% de alúmina, 33% óxido de zirconio y un infiltrado de vidrio tras la sinterización. Mayor tensión superficial y tenacidad por la presencia de la circona⁷.
- *Procera[®] AllCeram (Nobel Biocare AB)*: con más del 99,5% de alúmina⁷.

- **Cerámicas circoniosas**

El elemento químico zirconio se localiza en la tabla periódica dentro de los metales, por lo que va a presentar características propias de metales en relación a la resistencia y al comportamiento químico y óptico⁴⁷.

El dióxido de zirconio (ZrO_2), denominado también como circona, fue identificado como tal en 1789 por Klaproth y se utilizó como pigmento para cerámicas durante mucho tiempo⁵⁰.

La circona existe en tres diferentes formas cristalográficas: fase cúbica, fase tetragonal y fase monoclinica⁵¹ pudiendo también presentarse con forma ortorrómbica a altas presiones⁴⁷ (Fig. 7).

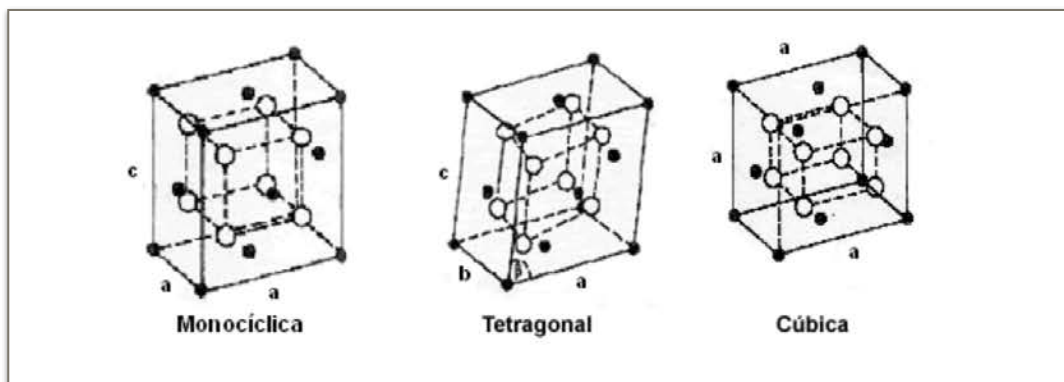


Fig. 7. Principales fases de la circona⁵⁰.

En la naturaleza, a temperatura ambiente, la circona cristaliza en forma monoclinica. La cristalización en forma tetragonal metaestable estabilizada se obtiene mediante la adición de el itrio, al calentarse a $1.170^{\circ}C$, sufriendo una transformación alotrópica. Con esta forma es como se manipula y se comercializa⁴⁷.

Al seguir aumentando la temperatura hasta los 2.370°C se transforma a la estructura cúbica, manteniéndose hasta alcanzar el punto de fusión en los 2.690°C⁴⁷.

Por lo que a nivel odontológico, las cerámicas circoniosas están formadas por óxido de zirconio altamente sinterizado (95%) estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%)^{7, 47}. El término en lengua inglesa para definirlo es *yttrium oxide partially stabilized tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP)*⁵¹.

Entre las propiedades que favorecen su uso en odontología están la biocompatibilidad, la baja conductividad térmica, la resistencia a la corrosión y la microestructura totalmente cristalina⁵².

Además presenta una propiedad denominada transformación resistente, descubierta en 1975 por Garvie y cols.⁷. La circona parcialmente estabilizada, en una zona con un alto estrés mecánico (la punta de una grieta) sufre una transformación de fase cristalina a tetragonal monoclinica, con un consiguiente un aumento de volumen^{7, 51}. De esta forma se aumenta la resistencia a nivel local y se evita la expansión de la fractura⁷.

Las nuevas cerámicas de circona presentan cambios microestructurales, que han dado lugar a una mejor translucidez, como una disminución del contenido de alúmina, aumento en densidad, disminución del tamaño del grano, adición de circona cúbica y disminución de impurezas y defectos estructurales⁵¹.

Destacan los siguientes sistemas, que se caracterizan por ser muy opacos⁷:

- *Lava™ (3M ESPE), IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG), Procera® Zirconia (Nobel Biocare AB) o Cercon® (Dentsply)*⁷.

2.2.2.2. Clasificación en función del contenido de vidrio

Una de las clasificaciones más utilizadas⁴⁶ es la de Kelly y Benetti⁴², basada en el contenido de vidrio.

Consta tres grandes grupos: las cerámicas predominantemente vítreas, los materiales parcialmente cristalinos y las cerámicas policristalinas⁴⁶ (Fig. 8).

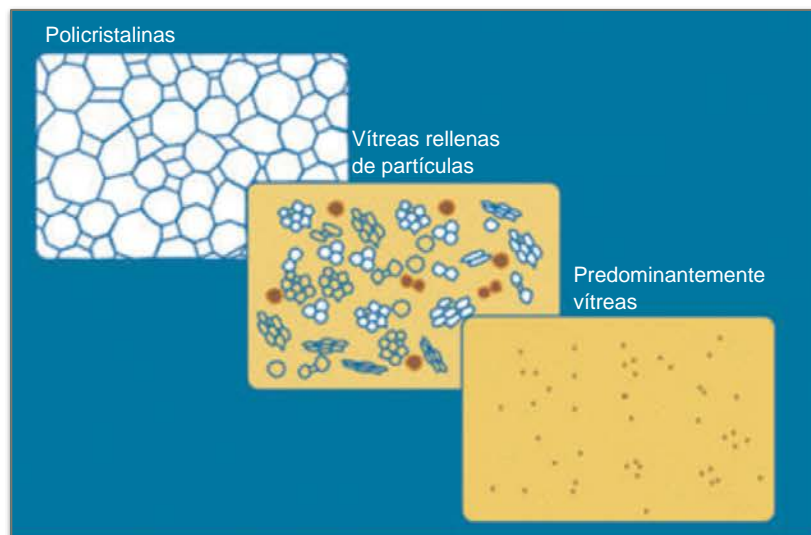


Fig. 8. Clasificación de las cerámicas en función del contenido de vidrio⁴².

- **Cerámicas predominantemente vítreas**

Son las cerámicas que presentan las mejores propiedades ópticas. Se trata de redes tridimensionales de átomos que no presentan un patrón regular en el espacio (en distancia o ángulo) con los átomos vecinos, por lo que su estructura es amorfa⁴².

- **Vidrios rellenos de partículas**

Se añaden partículas de relleno a la composición del vidrio para mejorar las propiedades mecánicas y controlar efectos ópticos como la opalescencia, el color y la opacidad. Estos rellenos son principalmente cristalinos pero también pueden contener partículas de vidrio de mayor punto de fusión⁴².

- **Cerámicas policristalinas**

Estas cerámicas no presentan componentes vítreos y todos los átomos están densamente agrupados en conjuntos regulares siendo mucho más difícil originar una grieta que en átomos que presenten menor densidad y una red irregular. Por lo tanto, las cerámicas policristalinas tienen mejores propiedades mecánicas que las cerámicas vítreas⁴².

Gracis y cols.⁴⁶, propusieron una nueva clasificación en función de la formulación, distinguiendo cerámicas con matriz vítrea, cerámicas policristalinas y cerámicas de matriz de resina.

- **Cerámicas con matriz vítrea**

Dentro de este grupo se pueden distinguir⁴⁶:

- *Cerámicas feldespáticas*: con sistemas como IPS Empress[®] CAD (Ivoclar Vivadent AG), IPS Empress[®] Esthetic (Ivoclar Vivadent AG) o Vita VMK 68 (Vident)⁴⁶.

- ▶ *Cerámicas estéticas*: pueden estar basadas en leucita como Vita VM7, VM9 o VM13 (Vident), en disilicato de litio y derivados como IPS e.max[®] Press/CAD (Ivoclar Vivadent AG); o en fluorapatita como IPS e.max[®] Ceram (Ivoclar Vivadent AG)⁴⁶.
- ▶ *Cerámicas infiltradas con vidrio*: el tipo de vidrio con el que están infiltradas puede ser alúmina como In-Ceram[®] Alúmina (VITA Zahnfabrik), alúmina y magnesio como In-Ceram[®] Spinell (VITA Zahnfabrik) o alúmina y circonita como In-Ceram[®] Circonita (VITA Zahnfabrik)⁴⁶.

- **Cerámicas policristalinas**

Materiales cerámicos inorgánicos no metálicos que no contienen una fase cristalina. La principal característica de este grupo es la estructura cristalina de granos que proporciona resistencia a la fractura y fuerza, pero presentan una limitada translucidez. Podemos distinguir los siguientes subgrupos⁴⁶:

- ▶ *Alúmina*: como Procera[®] All-Ceram (Nobel Biocare AB)⁴⁶.
- ▶ *Estabilizadas con circonita*: Procera[®] Zirconia (Nobel Biocare AB), Lava[™] (3M ESPE) y Lava[™] Plus (3M ESPE), e IPS e.max[®] ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG)⁴⁶.
- ▶ *Circonita endurecida con alúmina y alúmina endurecida con circonita*⁴⁶.

- **Cerámicas de matriz de resina**

Esta categoría incluye aquellos materiales con una matriz orgánica altamente rellena con partículas de cerámica. Pudiendo dividirse en diferentes subfamilias, en función del componente inorgánico⁴⁶:

- *Resina nanocerámica: Lava™ Ultimate (3M ESPE)*⁴⁶.
- *Cerámica vítrea en una matriz de resina: Enamic (VITA Zahnfabrik)*⁴⁶.
- *Cerámica de zircona-sílice en una matriz de resina: Shofu Block HC (Shofu)*⁴⁶.

2.2.2.3. Clasificación en función de la técnica de confección

Las cerámicas también se pueden clasificar en función de la técnica de confección^{7, 47}.

- **Técnica de sustitución a la cera perdida**

Técnica basada en la confección previa de un patrón de cera de la restauración completa o de la cofia interna. El patrón de cera se introduce en un cilindro con el material de revestimiento y se introducen en un horno para calcinar la cera. La cerámica con la cual se va a confeccionar la restauración se calienta hasta el punto de fusión y se introduce en el cilindro⁷. Se pueden distinguir⁴⁷:

- *Técnica de inyección: destacan los sistemas IPS Empress® (Ivoclar Vivadent AG) e IPS Empress® II (Ivoclar Vivadent AG)*^{7, 47}.

- *Técnica de colado*: la cerámica más representativa de este grupo es Dicor (Dentsply)⁴⁴.

- **Técnica de condensación**

Esta técnica consiste en la confección de las restauraciones mediante la condensación de la cerámica en diferentes capas hasta alcanzar la morfología definitiva antes de la fase de cocción. Se puede realizar sobre⁴⁷:

- *Hoja de platino*
- *Cofias metálicas*
- *Modelos de revestimiento*: a partir de un modelo primario se obtiene un modelo de trabajo mediante un material refractario. La cerámica se coloca sobre el troquel, se sinteriza y se elimina el muñón. Optec HSP (Jeneric) o In-Ceram[®] Spinell (VITA Zahnfabrik) utilizan este procedimiento⁷.

- **Tecnología CAD/CAM**

La confección de las restauraciones mediante tecnología CAD/CAM (Computer Aid Design - Computer Aid Manufacturing)¹ consiste en la digitalización la preparación, diseño a través de un software y mecanización automática de la estructura⁷. Entre los numerosos sistemas cerámicos confeccionados por tecnología CAD/CAM se encuentran: Hint-Els[®] (Hint-Els), Everest[®] (KaVo Dental), Cercon[®] (Dentsply)⁷, y los sistemas, objeto de estudio en el presente trabajo, Lava[™] Plus (3M ESPE) e IPS e.max[®] CAD (Ivoclar Vivadent AG).

A su vez, a través de la tecnología CAD/CAM se puede confeccionar la cofia y adicionarle posteriormente la porcelana o la corona completa.

En el apartado 1.3, se desarrollará ampliamente la confección de las restauraciones a través de la tecnología CAD/CAM.

2.2.3. Cerámicas monolíticas

Uno de los cambios más importantes relacionados con la evolución de los sistemas CAD/CAM y de los materiales cerámicos, ha sido la introducción de las restauraciones monolíticas⁵¹.

La fractura del recubrimiento cerámico es uno de los problemas más frecuentes que presentan las restauraciones totalmente cerámicas de zircona con recubrimiento⁵³,
⁵⁴.

Además, los sistemas de múltiples capas presentan varios inconvenientes: un proceso de fabricación de varias fases; un recubrimiento de menor resistencia más susceptible al fenómeno de chipping o delaminado de la cerámica de recubrimiento; y una unión entre el núcleo y el recubrimiento que puede ser débil en relación a la dureza de los materiales⁵⁵.

Por ello, surge como alternativa la fabricación de coronas monolíticas confeccionadas mediante tecnología CAD/CAM^{53, 56} a partir de un bloque, hasta obtener el contorno anatómico⁵⁷.

Otra ventaja de la fabricación de coronas monolíticas frente a las convencionales es la reducción del tiempo de producción y la mejora en la relación coste - eficacia⁵⁷.

Sin embargo, las coronas cerámicas monolíticas también presentan una serie de limitaciones como son la fragilidad y chipping o delaminado de la cerámica de la superficie, la capacidad de grabado y adhesión, las reparaciones o la facilidad de fresado⁵⁸.

De forma similar a las coronas monolíticas de circonita, las cerámicas de disilicato de litio pueden utilizarse como restauraciones monolíticas, presentando unas óptimas propiedades ópticas⁵⁶.

En el presente trabajo se analiza la discrepancia marginal de dos sistemas cerámicos monolíticos, el sistema de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD (Ivoclar Vivadent AG) y el sistema de circonita Lava[™] Plus (3M ESPE).

2.3. CAD/CAM EN ODONTOLOGÍA

Las siglas CAD/CAM, tal y como se ha descrito anteriormente, provienen de la abreviación en lengua inglesa de Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing⁵⁹, que en español se traduce como *Diseño Asistido por Ordenador y Fabricación Asistida por Ordenador*.

2.3.1. Antecedentes históricos

La tecnología CAD/CAM comenzó a desarrollarse en los años 50⁵⁹ y 60 en la industria aeronáutica y automovilística¹.

A principio de los años 70, la tecnología CAD/CAM comenzó a reemplazar la fabricación convencional, particularmente en los sectores anteriormente mencionados⁶⁰. Fue a principios de esta década, cuando se introdujo en la Odontología^{1, 61-63}.

En 1971 Duret y cols., introdujeron la tecnología CAD/CAM en la odontología⁶¹ confeccionando coronas mediante una impresión óptica del diente pilar y utilizando una máquina de fresado gobernada por un control numérico¹.

Durante los años 70, Duret y cols., comenzaron a desarrollar un sistema CAD/CAM compuesto por un escaneado intraoral óptico, diseño virtual y fresado de coronas^{1, 62, 63} a partir de la tesis doctoral del Dr. Duret Impresión Óptica (Empreinte Optique, 1973, Universidad de Lyon, Francia)⁶⁴. En 1979 Heitlinger y Rodder, seguidos por 1980 Mörmann y Brandestini en 1980, comenzaron compartir este enfoque⁶¹.

Los avances experimentados durante estos años en la tecnología CAD/CAM, ofrecían nuevas opciones a la Odontología⁶⁵. En 1983, el primer prototipo de CAD/CAM dental se presentó en la conferencia de Garanciere en Francia⁶¹. Dos años después en 1985, Duret⁶⁵ fresó públicamente la primera corona y la colocó en boca sin participación de un laboratorio⁶¹ en el Congreso Internacional de la Asociación Dental Francesa⁶⁵.

Posteriormente Duret desarrolló el sistema Sopa¹. Este sistema no fue ampliamente utilizado, posiblemente porque fue diseñado demasiado pronto para ser aplicado en odontología debido a la falta de fiabilidad en la digitalización, en la potencia informática, en los materiales, etc.⁶³.

Mörmann y cols. desarrollaron el primer sistema comercial CAD/CAM y lo denominaron CEREC. Mörmann y cols. llevaron a cabo el primer inlay confeccionado con un sistema CAD/CAM chairside (en clínica) utilizando la combinación de su escáner óptico con un dispositivo de fresado¹.

A lo largo de los años, la tecnología CAD/CAM en Odontología a experimentado una gran evolución, en la actualidad existen muchos sistemas CAD/CAM disponibles⁵⁰.

2.3.2. Componentes de los sistemas CAD/CAM

Los sistemas CAD/CAM presentan tres principales componentes⁶⁶⁻⁶⁸: la unidad de adquisición de información, el software y la unidad computerizada de fresado^{67, 68}. Las dos primeras partes forman el sistema CAD mientras que la tercera es la responsable de la fase CAM^{67, 69}.

2.3.2.1. Unidad de adquisición de información

Recoge los datos de la preparación y de las estructuras adyacentes para convertirlas en una impresión digital^{67, 68}. La adquisición de la información puede ser directa o indirecta⁶⁹.

- **Sistemas de adquisición de información directa**

En los sistemas de adquisición directa la información se obtiene directamente de los dientes preparados y de los tejidos adyacentes mediante los escáneres intraorales^{66, 69}.

Entre los escáneres que adquieren de forma directa la información están Cerec Bluecam[®] (Sirona), iTero[®] System (Cadent/Straumann), E4D System (D4D Technologies)⁶⁶ y uno de los escáneres empleados en el presente estudio el True Definition Scanner (3M ESPE).

- **Sistemas de adquisición de información indirecta**

En este caso la información se obtiene de forma indirecta a través de la digitalización del modelo⁶⁶ o de la propia impresión en el laboratorio. La adquisición de información puede ser de dos tipos⁴⁷:

- ▶ *Mecánica*. Se lleva a cabo por contacto directo. Destaca el sistema Procera[®] (Nobel Biocare AB)⁴⁷. Los escáneres de contacto presentan una pequeña probeta del tamaño de la fresa más pequeña que se utiliza durante el proceso de digitalización⁷⁰ y que recorre toda la superficie del muñón.
- ▶ *Óptica*. Los escáneres ópticos utilizan una fuente de luz proyectándose un patrón de luz sobre el objeto⁷⁰. La adquisición de la información se produce mediante diferentes tipos de escáneres o mediante una cámara intraoral⁴⁷. Dentro de este grupo se encuentra el otro escáner empleado en el presente estudio, el escáner Lava[™] Scan ST (3M ESPE).

2.3.2.2. Diseño asistido por ordenador

El software se encarga de procesar los datos⁶⁶, realizar el diseño virtual de las restauraciones^{67, 68} y determinar los parámetros de fresado⁶⁷.

2.3.2.3. Unidad computerizada de fresado

Transforma los datos en el objeto planeado⁶⁶ mediante máquinas de control numérico con distintos ejes de tallado⁴⁷, en una restauración a partir de un bloque sólido del material seleccionado^{67, 68}.

2.3.3. Tipos de flujos de trabajo

En la adquisición directa de información existen dos tipos de flujo de trabajo⁷¹.

En uno, el flujo de trabajo se desarrolla totalmente en clínica, y se denomina en lengua inglesa 'In-office' o 'Chair-side'⁷¹.

En el otro, el flujo de trabajo combina parte clínica y parte no clínica, y que en lengua inglesa se denomina 'Out-office'⁷¹.

Por lo tanto, los sistemas CAD/CAM pueden clasificarse en dos grupos^{47, 50}:

2.3.3.1. Métodos directos o clínicos

Dentro de los métodos directos se encuentran aquellos sistemas CAD/CAM que están totalmente integrados, es decir, el proceso se desarrolla totalmente en la clínica dental sin intervención del laboratorio^{47, 50}.

Tras el escaneado intraoral, se obtiene un modelo de trabajo virtual que permite al clínico diseñar la restauración en la propia clínica. A continuación la información se envía a una unidad de fresado, también ubicada en la clínica^{38, 71}. El primer sistema perteneciente a este grupo fue CEREC¹.

2.3.3.2. Métodos indirectos o de laboratorio

Se consideran métodos indirectos aquellos en los que el proceso no se desarrolla en su totalidad en la clínica dental⁵⁰. Tras la adquisición de la imagen, los datos son transferidos a laboratorios dentales especializados o a centros de fresado, donde las restauraciones son diseñadas, procesadas y fabricadas³⁸. En función de la localización de la operación CAD se pueden dividir en⁵⁰:

- **Proceso CAD en consulta.** En la clínica se lleva a cabo la parte CAD⁵⁰, CAD, es decir, el escaneado se realiza en consulta, pudiendo o no realizarse también el diseño de la restauración, según las preferencias del clínico.
- **Proceso CAD en el externo.** A nivel clínico se toma una impresión convencional y en una estación central se lleva a cabo tanto la parte CAD como la parte CAM⁵⁰.

Ambos métodos de trabajo ofrecen una serie de ventajas en relación a las impresiones convencionales como mayor confort para el paciente, procedimientos más eficientes a nivel de coste y tiempo, la posibilidad de revisar la impresión y ajustar la preparación a tiempo real o poder trabajar con materiales industriales prefabricados³⁸.

2.3.4. Tipos archivos

Para transferir la información entre las distintas unidades, la mayoría de los sistemas⁷², trabajan con un formato del archivo estándar que se denomina STL, en lengua inglesa 'Stereo Lithography' o 'Standard Triangle Language'.

Este formato utiliza una tecnología de 'nube de puntos' conectada por diferentes triángulos. Los ficheros STL pueden ser abiertos o cerrados⁷¹.

Los sistemas cerrados ofrecen todos los procedimientos CAD/CAM, incluyendo la adquisición de datos, el diseño virtual y la fabricación de la restauración. Todas las fases están integradas en un único sistema sin posibilidad de intercambiar la información entre diferentes sistemas⁶⁷.

Los sistemas abiertos permiten utilizar datos digitales originales por otros programas de CAD y dispositivos CAM⁶⁷.

Sin embargo, se han desarrollado otros formatos para capturar el color, la transparencia o la textura de los tejidos dentales como los ficheros PLY (Polygon File Format)⁷².

2.3.5. Principales sistemas de impresión digital

Existen numerosos sistemas intraorales CAD/CAM en el mercado, la diferencia entre ellos radica en características como el funcionamiento, la fuente de luz, la necesidad o no de el previo acondicionamiento de la superficie, el proceso operativo o el formato del fichero resultante⁶⁷.

En los últimos años, gracias al desarrollo de la tecnología, se popularizó el uso de los sistemas CAD/CAM surgiendo las primeras versiones de escáneres intraorales⁷³, siendo los sistemas más significativas las siguientes:

El sistema CEREC 1 (Sirona), introducido al mercado en 1987^{1, 67}, fue el primer sistema^{1, 74} que combinaba el escaneado digital con una unidad de fresado¹ hasta la introducción⁶⁴ comercial de Procera[®] (Nobel Biocare AB) en 1994⁷⁵.

En el sistema CEREC, el escaneado digital estaba basado en la tecnología de triangulación de la luz, en el cual la intersección de tres haces de luz lineales se utiliza para localizar punto tridimensional del espacio^{67, 76}.

Esta tecnología está basada en un principio por el cual, la posición de un punto en un triángulo puede calcularse conociendo las posiciones y los ángulos de dos puntos de vista⁷² (Fig. 9).

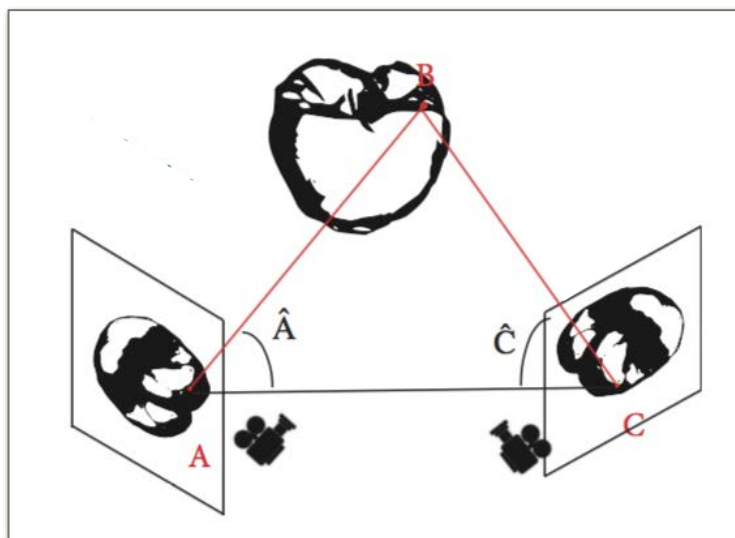


Fig. 9. Principio de triangulación de la luz⁷².

Los primeros modelos de CEREC, permitían la confección de producían inlays y onlays¹. La cuarta generación, denominada CEREC Bluecam[®] (Sirona), permitía digitalizar un cuadrante en 1 minuto y el antagonista en segundos⁶⁷ y requería recubrimiento de la superficie con partículas de dióxido de titanio⁷⁷.

En 2012 se introdujo al mercado la quinta generación, CEREC Omnicam[®] (Sirona) admitía digitalizar un diente, un cuadrante o una arcada⁶⁷ sin la aplicación de polvo de dióxido de titanio⁷⁷.

En 2007 se lanza al mercado el sistema iTero® (Cadent Inc)^{1, 74}. Este sistema permite llevar a cabo la digitalización de los dientes sin un tratamiento de la superficie⁷⁸ y está basado en el principio de imagen confocal paralela⁶⁷.

Align Technology presentó una nueva versión, iTero® Element™ (Align Technology Inc.). Basado también en el principio de la tecnología confocal y sin necesidad de recubrimiento⁷⁹.

En diciembre del 2010 se anunció el lanzamiento de un nuevo escáner intraoral, TRIOS® (3Shape)⁷⁴. Este sistema, también utiliza el método paralelo confocal para producir los datos digitales^{59, 74}.

Posteriormente, en 2013 introdujo TRIOS® Color y en 2015 TRIOS® 3. El escáner TRIOS 3, al igual que sus predecesores, permite la digitalización sin recubrimiento y está basado en la tecnología confocal⁷⁹.

El principio de la tecnología confocal está basado en la obtención de imágenes enfocadas y desenfocadas a partir de profundidades seleccionadas⁷² (Fig. 10).

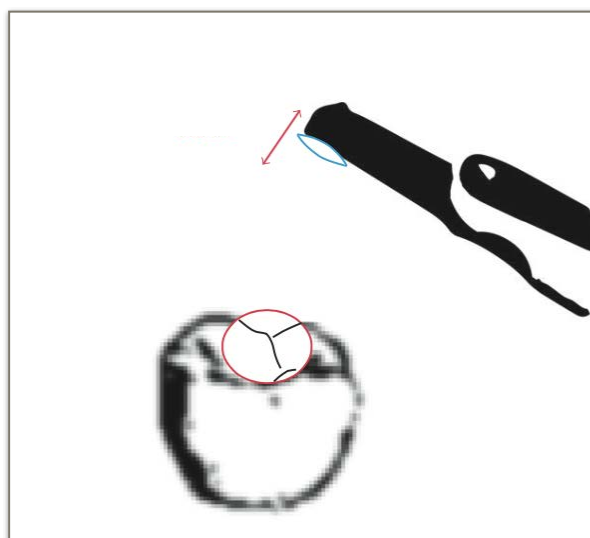


Fig. 10. Tecnología confocal⁷².

Esta tecnología permite detectar la zona más aguda de la imagen para deducir la distancia al objeto, que es correlativa a la distancia focal de la lente⁷².

En 2008 sale al mercado el escáner Lava™ COS (3M ESPE)^{1, 67} con una tecnología distinta a las anteriormente descritas, la tecnología de onda óptica activa^{67, 80}. Posteriormente se lanzó el True Definition Scanner (3M ESPE)⁷⁹. Este sistema de digitalización, fue el escáner intraoral empleado para llevar a cabo el presente estudio.

Al igual que su predecesor, el True Definition Scanner, mantuvo un proceso de digitalización basado en la tecnología de óptica activa y el requerimiento del recubrimiento de la superficie a digitalizar. Sin embargo, el algoritmo de procesamiento de los datos se modificó para permitir un escaneado más uniforme⁷⁹.

La tecnología de onda óptica activa, es una técnica de imagen de superficie, que requiere una cámara y un módulo de apertura fuera del eje⁷².

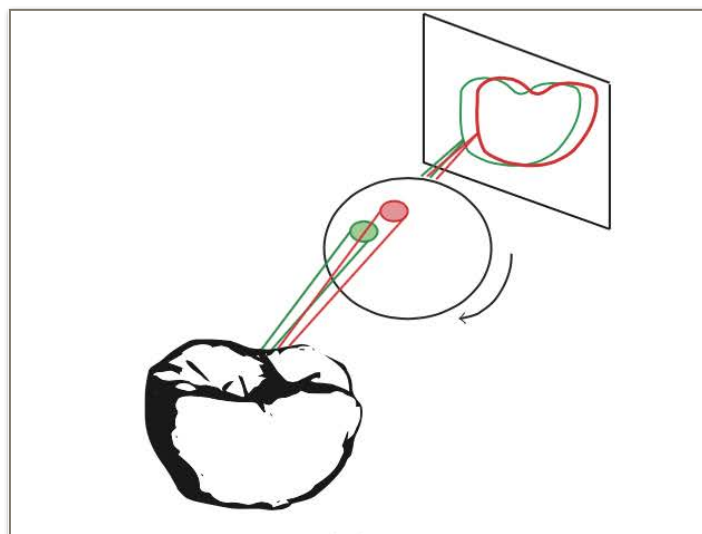


Fig. 11. Tecnología de onda óptica activa⁷².

El módulo se mueve en una trayectoria circular alrededor del eje óptico y produce la rotación de los puntos de interés. La información de la distancia y de la profundidad se derivan y calculan a partir del patrón producido por cada punto⁷² (Fig. 11).

En los últimos años ha habido una gran evolución de los escáneres intraorales, aparición de nuevas versiones y de nuevos sistemas, e incluso todavía en fase de prototipo⁷³.

Además de los sistemas anteriormente descritos que siguen comercializándose, están disponibles otros sistemas como CEREC Apollo DI[®] (Sirona), Planmeca (Planmeca), Dental Wings DWIO (Dental Wings Inc.), CS 3500[®] (Carestream Health) o Aadvia (GC Europe)⁷³.

Cada vez más, los laboratorios están comenzando a utilizar los sistemas CAD/CAM para crear las restauraciones. Hay que tener en cuenta, que la tecnología CAD/CAM es la única a través de la cual se pueden confeccionar restauraciones de circona, debido a que el programa de diseño permite ajustarse de forma precisa la contracción causada por el sinterizado¹.

Dentro de los sistemas de digitalización de laboratorio destacan los siguientes escáneres:

El sistema Procera[®] (Nobel Biocare AB) se comenzó a comercializar en 1994^{75, 81}. En su versión original, el sistema podía fabricar restauraciones unitarias y múltiples después de la digitalización convencional de los modelos de escayola utilizando un escáner por sonda de contacto con una bola de zafiro⁸¹.

El sistema Procera® introdujo una nueva generación de escáner basada en el principio de holografía conoscópica, que permitía obtener tiempos de procesamiento más rápidos y a la vez siendo menos crítica la digitalización de objetos sin una forma concreta⁸¹.

Otros sistemas conocidos son el inLab, el sistema de laboratorio de CEREC⁸⁰, los escáneres de laboratorio de 3Shape^{2, 82, 83} o el escáner de laboratorio Lava™ Scan ST (3M ESPE) utilizado previamente en otros estudios^{26, 84-86} y que en el presente estudio, se empleó como sistema de digitalización extraoral.

2.3.6. Ventajas e inconvenientes de las impresiones digitales intraorales

Los sistemas CAD/CAM han transformado la fabricación de la prótesis dental mejorando la fiabilidad, longevidad y biocompatibilidad. Sin embargo hay que considerar que el uso de tecnología CAD/CAM lleva asociado una alta inversión inicial y la necesidad de llevar a cabo una curva de aprendizaje⁶⁶.

Las impresiones digitales con la creación de ficheros presentan una serie de ventajas en comparación con las impresiones convencionales y la creación de un modelo de escayola⁷⁹. Una de las ventajas es la posibilidad de analizar el modelo en el monitor durante y tras la digitalización.

Además, si el resultado obtenido con la impresión digital no es el deseado se puede repetir de forma rápida y sencilla⁷⁹, pudiendo ser selectivo de un área que se eliminaría y se volvería a escanear^{79, 87} sin afectar a todo el procedimiento⁸⁷.

El procesado de los modelos digitales se puede llevar a cabo en un periodo de tiempo muy breve, transfiriéndolos a través de una nube⁷⁹, mientras que los modelos tradicionales⁸⁷ precisan de su vaciado, empaquetado y envío con el consiguiente coste del transporte⁷⁹.

Los modelos digitales permiten que el odontólogo y el técnico de laboratorio puedan observar la preparación de forma simultánea² y también son una importante herramienta, tanto en la comunicación con el paciente como de marketing⁸⁷. Por otro lado, el almacenamiento es más sencillo y además, se elimina la fase de limpieza y desinfección de las cubetas de impresión. Los escáneres intraorales pueden desinfectarse fácilmente, siendo una alternativa frecuente el uso de fundas protectoras⁷⁹.

A pesar de las diferentes ventajas que ofrecen los escáneres también presentan una serie de limitaciones, como la existencia de una curva de aprendizaje⁸⁷ o el elevado coste, aunque se espera que éste disminuya debido al mayor número de fabricantes en el mercado⁷⁹. En relación a los costes también hay que contar con los costes derivados de las actualizaciones del software⁸⁷.

Los procedimientos de impresiones digitales intraorales presentan un problema clínico fundamental al solo poder registrar áreas visibles. Por lo que zonas con sangre y saliva, combinadas con líneas de terminación subgingivales, complican substancialmente el proceso de digitalización².

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

En prótesis fija, la supervivencia a largo plazo de las restauraciones depende del ajuste marginal, la resistencia a la fractura y la estética. La discrepancia marginal está ligada a diferentes factores como la línea de terminación, el cementado o la tecnología empleada en la confección de las restauraciones.

A pesar de que las restauraciones ceramometálicas siguen siendo las más utilizadas, cada vez hay una mayor demanda por parte de los pacientes de restauraciones estéticas totalmente cerámicas.

Actualmente las investigaciones en el ámbito de la prótesis fija, están centradas en los nuevos sistemas cerámicos monolíticos tanto de disilicato de litio como de zircona, confeccionados mediante tecnología CAD/CAM.

Sin embargo, no existe suficiente evidencia científica que determine la influencia de los sistemas cerámicos y/o de los sistemas de digitalización, en la discrepancia marginal de los sistemas cerámicos monolíticos.

Las hipótesis nulas (H_0) planteadas en el presente trabajo fueron las siguientes:

1. No existirán diferencias en la discrepancia marginal entre coronas cerámicas monolíticas confeccionadas con tecnología CAD/CAM y coronas metal-cerámica convencionales.
2. No existirán diferencias en la discrepancia marginal de las restauraciones confeccionadas con dos sistemas de escaneado (extra e intraoral).
3. No existirán diferencias en el ajuste marginal entre las caras vestibular y lingual de las restauraciones.

4. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Desde la introducción de la primera restauración cerámica convencional, se ha intentado mejorar los diferentes sistemas, sobre todo en aquellas propiedades que afectan a la longevidad clínica de la restauración como son la estética, las propiedades mecánicas y el sellado marginal.

En la actualidad, cada vez hay una mayor demanda de restauraciones totalmente cerámicas por parte de los pacientes, por lo que a lo largo de los últimos años han ido surgiendo nuevos sistemas cerámicos.

Uno de los principales inconvenientes de los sistemas totalmente cerámicos es el denominado *chipping* o delaminado de la cerámica de recubrimiento^{6, 86, 88}, que se produce principalmente por la relación entre el núcleo y la propia cerámica de recubrimiento. Por ello, recientemente han surgido los sistemas cerámicos monolíticos^{8, 55}.

Existen diferentes sistemas cerámicos para la confección de coronas monolíticas, siendo los más comunes el disilicato de litio y la zircona. Para alcanzar los requerimientos de supervivencia a largo plazo, en la confección de las coronas monolíticas, se emplea la tecnología CAD/CAM⁵⁸.

Las impresiones digitales han surgido como una alternativa a las impresiones convencionales y cada vez se están incorporando más tanto a la práctica diaria clínica como en el laboratorio.

Las impresiones digitales deben de alcanzar unas premisas de fiabilidad, que permita confeccionar restauraciones que alcancen los requerimientos anteriormente descritos.

Debido a la reciente introducción de los sistemas cerámicos monolíticos procesados por tecnología CAD/CAM y a la incorporación de las impresiones digitales en el flujo de trabajo, las investigaciones, *in vitro* como *in vivo*, que evalúen la discrepancia marginal son escasas. No existe suficiente evidencia científica que determine cual de los sistemas ofrece los mejores resultados.

Por ello, en el presente trabajo de investigación se planteó analizar la discrepancia marginal de coronas monolíticas de dos sistemas cerámicos confeccionadas mediante tecnología CAD/CAM y comprar los resultados con las coronas convencionales ceramometálicas, así como, analizar la discrepancia marginal de las restauraciones monolíticas en función del sistema de digitalización empleado en la confección.

Por lo tanto, los objetivos planteados en el presente estudio fueron los siguientes:

1. Analizar si los valores de discrepancia marginal de coronas cerámicas monolíticas confeccionadas con IPS e.max[®] CAD y Lava[™] Plus, y coronas metal-cerámica confeccionadas mediante técnica convencional, se encuentran dentro de los límites clínicamente aceptables.
2. Evaluar los valores de desajuste marginal de las coronas cerámicas monolíticas analizadas y en las coronas metal-cerámica.
3. Evaluar la influencia del sistema de digitalización, extra e intraoral, en el sellado marginal de las restauraciones cerámicas analizadas.
4. Comparar los valores de discrepancia marginal de las coronas cerámicas confeccionadas con ambos tipos de escáneres.
5. Evaluar el desajuste marginal entre las superficies vestibular y lingual de las restauraciones.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS Y BASE DE APOYO

La fabricación de las probetas y de la base de apoyo se llevó a cabo en el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas, perteneciente a los Talleres de Apoyo a la Investigación (Centros de Apoyo a la Investigación, CAI) de la Universidad Complutense de Madrid.

5.1.1. Confección de las probetas

Se confeccionaron 50 probetas de acero inoxidable con forma de segundo molar inferior derecho tallado. El diseño se realizó a partir de un plano con las medidas de la probeta a través del programa informático AutoCAD® (AutoCAD® 2011, Autodesk Inc., San Rafael, CA, USA).

Se partió de una barra maciza de 10 mm de diámetro exterior de acero inoxidable de aleación con denominación 316L. La fabricación de las probetas se llevó a cabo mediante el torno cnc EmcoTurn 342 (EMCO GmbH, Hallein, Österreich) gobernado por un control numérico (SINUMERIK® 810D, Siemens AG, München, Germany) (Fig. 12).



Fig. 12. Torno cnc EmcoTurn 342 y control numérico.

Los muñones presentaron las siguientes características:

Altura total 10 mm; altura clínica 5 mm; línea de terminación en champfer de 120° y 1 mm de espesor; reducción axial 1 mm; convergencia axial de 3° por pared en un total de 6°; profundidad de surco central de 1 mm; diámetro de la base de 9 mm y diámetro a nivel de la línea de terminación de 8 mm. Para distinguir entre vestibular y lingual, se confeccionó una muesca en vestibular (Fig. 13).

A continuación, los ángulos agudos fueron redondeados con discos de pulir Soft-Lex™ (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) y suavizados con discos de acabado Soft-Lex™ Diamond (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) (Fig. 14).

Tras la confección de las probetas, la superficie fue inspeccionada con magnificación (EyeMag® Pro S, Zeiss, Oberkochen, Germany) y, aquellas que presentaron daños en la superficie, fueron desechadas.



Fig. 13. Muñón de acero inoxidable tras el mecanizado.



Fig. 14. Muñón con los márgenes redondeados y pulidos.

5.1.2. Confección de la base de apoyo

Se confeccionó una base de apoyo de acero inoxidable de aleación con denominación 316L para estandarizar la posición y situación de las probetas durante la digitalización.

La base contó con dos tornillos pasantes, que permitió fijar las probetas a la base a través de una llave Allen (Fig. 15).

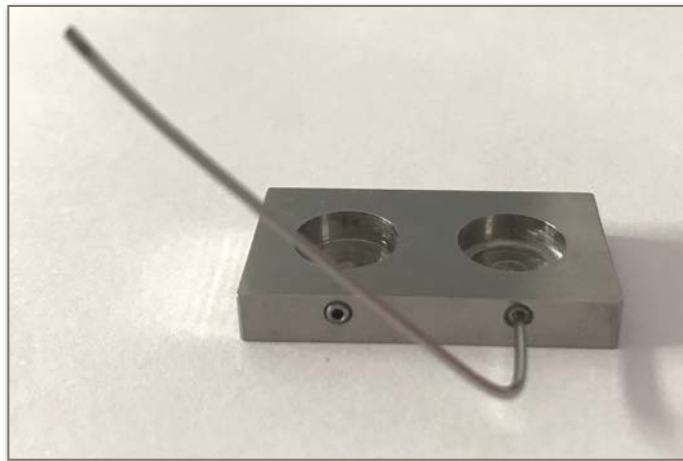


Fig. 15. Base de acero inoxidable con los tornillos pasantes y la llave Allen.

El diseño de la base se llevó a cabo mediante el programa AutoCAD® teniendo en cuenta las medidas de la probeta. La base de apoyo presentó las siguientes características:

Altura 4,5 mm, longitud 30 mm, anchura 17 mm, surcos para la colocación de de las probetas de 9 mm de diámetro, separación entre surcos de 7 mm, separación con el extremo lateral de 2,5 mm, separación con el extremo anterior de 4 mm y con el extremo posterior de 4 mm.

Las perforaciones para los tornillos de fijación presentaron un diámetro de 2 mm y se localizaron en la cara frontal de la base a 7 mm del extremo lateral del lado correspondiente.

Tras la confección de la base se comprobó que la llave Allen giraba los tornillos pasantes y que las probetas fijaban correctamente en la base (Fig. 16).



Fig. 16. Base con probeta fijada a través de los tornillos.

5.2. SELECCIÓN Y CLASIFICACIÓN DE LOS GRUPOS

5.2.1. Numeración de las probetas

Una vez se obtuvieron las 50 probetas ($N = 50$) con forma de muñón, se numeraron del 1 al 50 grabando el número en la base con una fresa convencional de tungsteno a alta velocidad.

5.2.2. Selección de los grupos

Se categorizaron cuatro grupos en función de las características que iba a presentar las restauraciones.

Se tuvo en consideración el material de restauración (disilicato de litio y óxido de zirconio) y el sistema de digitalización (escáner intraoral y escáner extraoral). Un quinto grupo de coronas metal-cerámicas sirvió como grupo control.

Los sistemas de cerámicos monolíticos seleccionados fueron el disilicato de litio IPS e.max[®] CAD Monolithic (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (Fig. 17) y la circona Lava[™] Plus (3M[™], ESPE[™], Seefeld, Germany) (Fig. 18).



Fig. 17. IPS e.max[®] CAD Monolithic.

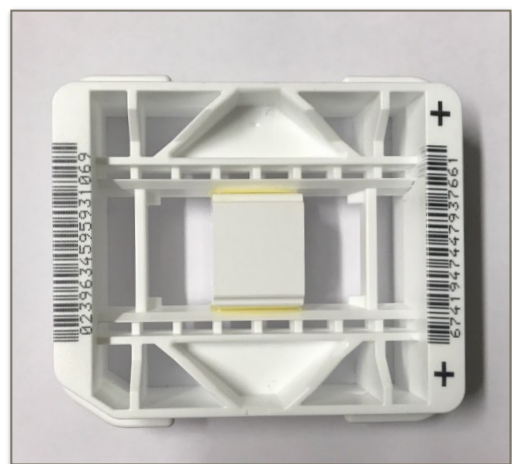


Fig. 18. Lava[™] Plus.

Los escáneres que se seleccionaron fueron el escáner intraoral 3M[™] True Definition Scanner (3M[™] ESPE[™], Seefeld, Alemania) (Fig. 19) y el escáner extraoral Lava[™] Scann ST (3M[™] ESPE[™], Seefeld, Alemania) (Fig. 20).



Fig. 19. Escáner intraoral True Definition Scanner.

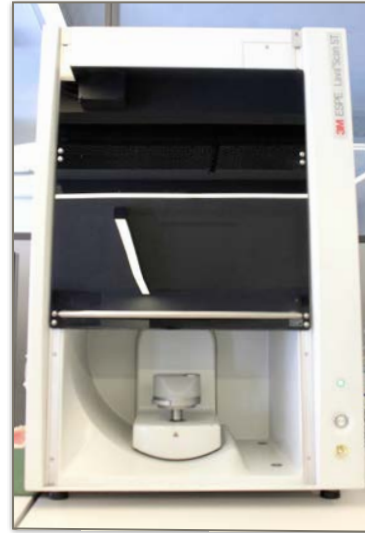


Fig. 20. Escáner extraoral Lava™ Scann ST.

Los grupos de estudio quedaron constituidos de la siguiente forma:

- **Grupo 1 (n = 10)**

Coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD Monolithic.

Digitalización con el escáner extraoral Lava™ Scann ST.

- **Grupo 2 (n = 10)**

Coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD Monolithic.

Digitalización con el escáner intraoral 3M™ True Definition Scanner.

- **Grupo 3 (n = 10)**

Coronas monolíticas de óxido de circonio Lava™ Plus.

Digitalización con el escáner extraoral Lava™ Scann ST.

- **Grupo 4 (n = 10)**

Coronas monolíticas de óxido de circonio Lava™ Plus.

Digitalización con el escáner intraoral 3M™ True Definition Scanner.

- **Grupo 5 (n = 10)**

Coronas metal-cerámicas de cromo-cobalto.

Grupo control.

Las probetas se distribuyeron aleatoriamente en 5 grupos (n = 10) utilizando la aplicación www.randomizer.com. A cada uno de los grupos de los anteriormente constituidos, se le asignaron diez probetas de forma aleatoria (Fig. 21).

El proceso de selección y clasificación de las probetas se realizó por un segundo operador (E.G), de forma que el primer operador (Y.F) desconociese la asociación entre los grupos y el tipo de restauración y escaneado.

Set #1 11, 41, 7, 38, 23, 27, 6, 24, 3, 43
Set #2 13, 28, 26, 48, 24, 29, 41, 15, 35, 12
Set #3 13, 25, 4, 29, 2, 15, 28, 6, 8, 36
Set #4 9, 45, 27, 15, 35, 3, 8, 28, 10, 39
Set #5 46, 10, 26, 42, 5, 31, 9, 19, 2, 27

Fig. 21. Distribución de las probetas en los grupos de estudio.

5.3. CONFECCIÓN DE LOS DISPOSITIVOS DE DIGITALIZACIÓN

Para estandarizar la digitalización de los muñones, se confeccionaron dos dispositivos de metacrilato, uno para el escáner intraoral y otro para escáner extraoral.

El proceso de confección de los dispositivos se llevó a cabo en el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid.

5.3.1. Confección de los prototipos

Para realizar los diseños de los prototipos se tuvieron en cuenta las particularidades de los escáneres seleccionados para la realización del presente estudio, el escáner extraoral Lava™ Scan ST (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) y el escáner intraoral True Definition Scanner (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany).

Para realizar el diseño del prototipo para el escáner extraoral Lava™ Scan ST, se tuvieron en cuenta las características de la plataforma que sostiene las estructuras que se digitalizan durante el escaneado.

En el diseño del prototipo para el escáner intraoral True Definition Scanner, se tuvieron en cuenta las características del mango, tanto a nivel de profundidad de visión (10 mm - 13 mm) como de profundidad de tramo desde la punta (0 mm - 17 mm)⁸⁹.

A continuación, los prototipos para el escáner extraoral e intraoral se confeccionaron en cartón pluma (Fig. 22).

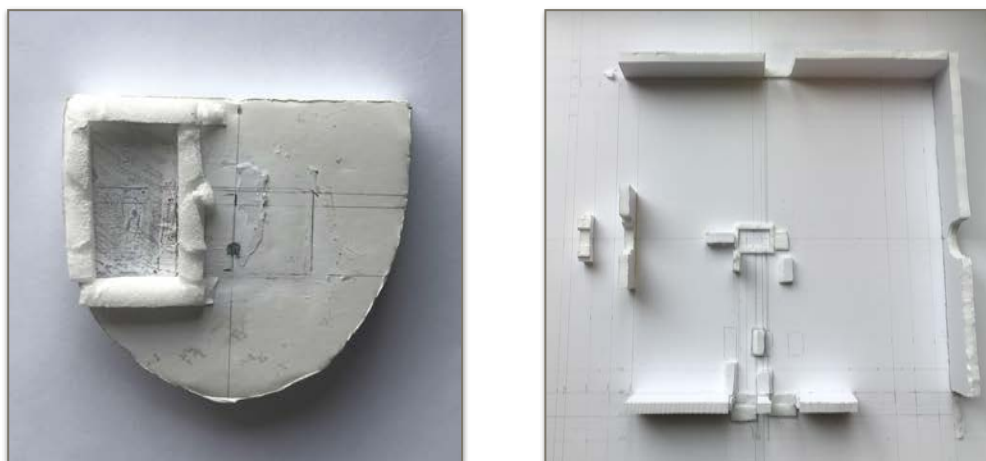


Fig. 22. Izquierda, prototipo en cartón pluma del dispositivo extraoral.
Derecha, prototipo en cartón pluma del dispositivo intraoral.

Una vez confeccionados los prototipos, se comprobó que se adaptaban a los correspondientes escáneres y que permitían llevar a cabo el proceso de digitalización de los muñones (Fig. 23).



Fig. 23. Izquierda: prototipo del dispositivo extraoral en la plataforma del escáner extraoral. Derecha: prototipo del dispositivo intraoral y la relación con la cámara del escáner intraoral.

5.3.2. Confección de los dispositivos

Los dispositivos de digitalización se confeccionaron a partir de diferentes planchas de metacrilato, que se mecanizaron mediante una fresadora universal (Kondia K-76, Kondia, Guipúzcoa, España) gobernada por un operador (Fig. 24).



Fig. 24. Izquierda, ejemplo de plancha de metacrilato.
Derecha, fresadora universal Kondia K-76

5.3.3. Dispositivo para el escáner intraoral

El dispositivo intraoral se caracterizó por presentar las siguientes partes: una base para sostener la estructura, una zona central para alojar la base de acero inoxidable con el muñón y tres zonas para posicionar el mango del escáner (Fig. 20).

5.3.3.1. Base

La base de metacrilato dio soporte al resto de las estructuras del dispositivo. Presentó 35 cm de longitud, 35 cm de anchura y 6 cm de altura.

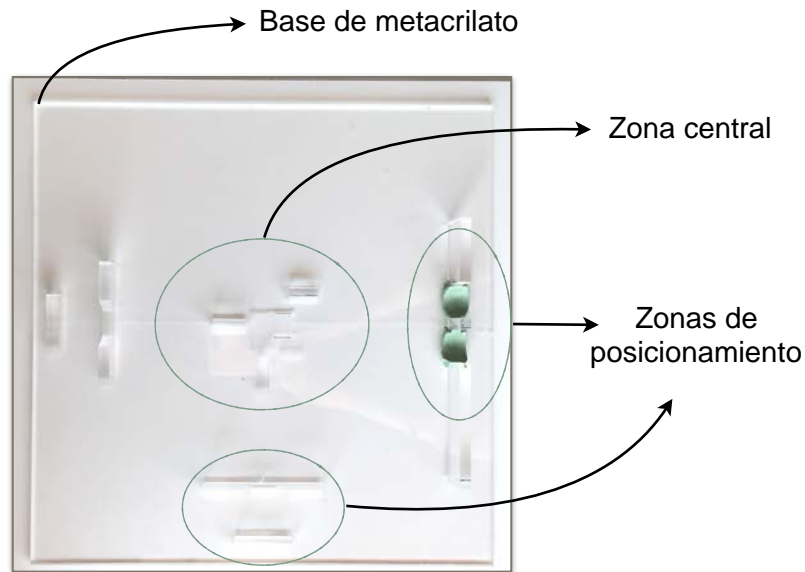


Fig. 20. Dispositivo de metacrilato para el escáner intraoral.

5.3.3.2. Zona central para posicionar la base de acero inoxidable

Depresión en forma de L en la zona central para alojar la base en dos posiciones.

Cada una presentó de 30 mm de longitud, 17 mm de anchura y 1 mm de altura.

5.3.3.3. Zonas de posicionamiento para el captador

Tres zonas de posicionamiento permitieron colocar la cámara en diferentes posiciones para poder digitalizar las superficies de los muñones.

Cada una de las posiciones se confeccionó mediante estructuras de metacrilato que se unieron a la base mediante cloroformo siguiendo el diseño del prototipo en cartón pluma.

- **Zona de posicionamiento 1**

Se diseñó para llevar a cabo la digitalización de la superficie oclusal de los muñones. Se caracterizó por presentar una zona de apoyo para el cuerpo de la cámara y una zona de estabilización (Fig. 25).

- *Zona de apoyo.* Localizada a 12 mm del centro de la probeta, se caracterizó por presentar 9 cm de longitud, 4 cm de altura y 8 mm de anchura. Presentó una zona central una cóncava de 18'5 mm de longitud, 23 mm de altura y 8 mm de anchura para estabilizar el mango en su zona más ancha.
- *Zona de estabilización.* Se localizó a 6,7 cm de la zona de apoyo y presentó 2,6 cm de longitud, 8 mm de anchura y 8 mm de altura.

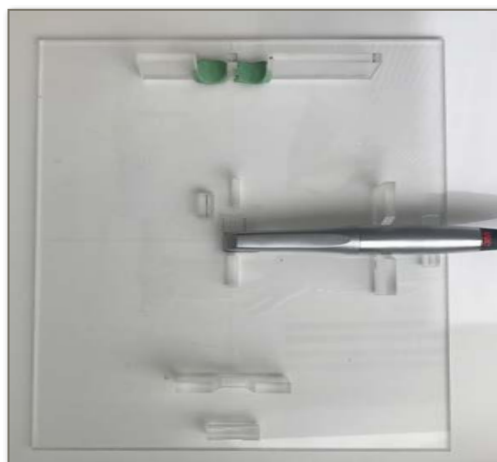


Fig. 25. Zona de posicionamiento 1.

- **Zona de posicionamiento 2**

La segunda zona de posicionamiento también presentó una zona de apoyo y una zona de estabilización. Se diseñó para digitalizar las superficies distal y lingual de las probetas (Fig. 26).

- *Zona de apoyo.* Localizada a 14 cm del centro de la probeta, estuvo constituida por dos paredes de 4 cm de altura y 8 mm de anchura.
- *Zona de estabilización.* A 9,9 cm de la zona de apoyo, se caracterizó por presentar 22 mm de longitud, 12 mm de anchura y 7 mm de altura.



Fig. 26. Mango en la zona de posicionamiento 2.
Izquierda, base perpendicular a la zona de posicionamiento 1.
Derecha, base perpendicular a la zona de posicionamiento 2 y 3.

- **Zona de posicionamiento 3**

Al igual que el resto de zonas de posicionamiento, la tercera zona también presentó una zona de apoyo y una zona de estabilización. Se diseñó para digitalizar las superficies mesial y vestibular de las probetas (Fig. 27).

- *Zona de apoyo.* Localizada a 14 cm del centro de la probeta, se caracterizó por presentar dos paredes de 4 cm de altura y 8 mm de anchura.
- *Zona de estabilización.* Se localizó a 8,6 cm del extremo de la zona de apoyo y presentó 2,3 cm de longitud, 0,6 mm de anchura y 1,8 mm de altura.



Fig. 27. Mango en la zona de posicionamiento 3.
Izquierda, base perpendicular a la zona de posicionamiento 1.
Derecha, base perpendicular a la zona de posicionamiento 2 y 3.

Para favorecer la adaptación del mango a las zonas de posicionamiento 2 y 3, se colocó silicona de adición Express™ 2 Putty (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) en la base de metacrilato de las zonas de apoyo. A continuación se colocó el mango para que quedase impreso el mango (Fig. 28).

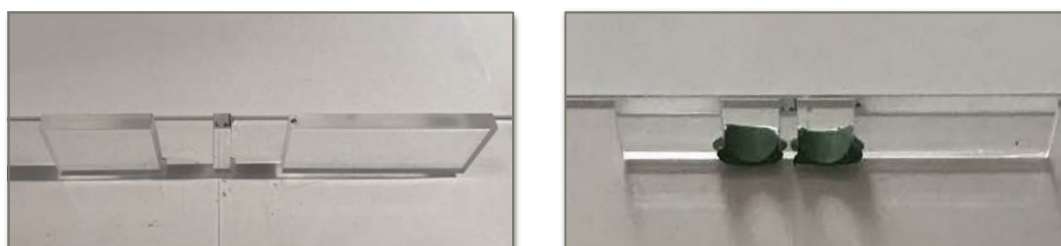


Fig. 28. Izquierda, zonas de posicionamiento 2 y 3 tras la confección del dispositivo.
Derecha, zonas de posicionamiento 2 y 3 con la impresión del mango en silicona.

Para controlar la cantidad de luz durante el proceso de digitalización de las probetas, y simular en mayor medida las condiciones intraorales, se diseñó un cobertor de cartón pluma.

El cobertor se posicionó encima del dispositivo durante la digitalización de los muñones (Fig. 29).

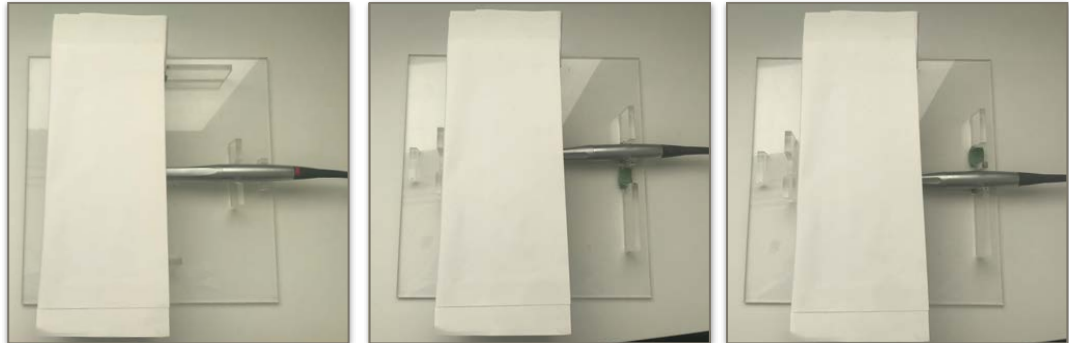


Fig. 29. Dispositivo para el escáner intraoral con la cubierta y el escáner localizado en las diferentes zonas de posicionamiento de izquierda a derecha: zonas de posicionamiento 1, 2 y 3.

5.3.4. Dispositivo para el escáner extraoral

El dispositivo para el escáner extraoral se caracterizó por presentar un diseño que se adaptaba a la plataforma del escáner.

El dispositivo extraoral presentó las siguientes características:

Forma de arcada de altura 1,8 cm en zonas de máxima longitud de 6 cm y anchura máxima de 6,8 mm. Presentó una zona para posicionar la base de acero inoxidable de: 1,5 mm de altura, 30 mm de longitud, 17 mm de anchura y 3,5 mm de altura (Fig. 30).

Tras la confección del dispositivo de digitalización intraoral se comprobó que se adaptase correctamente a la plataforma del escáner (Fig.31).



Fig. 30. Dispositivo de digitalización para el escáner extraoral.

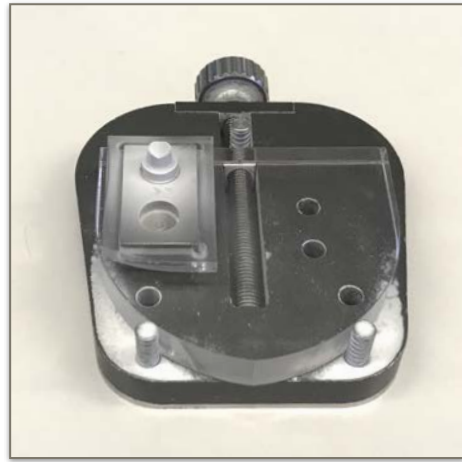


Fig. 31. Prototipo de metacrilato en la plataforma del escáner extraoral.

Se posicionó en la plataforma de forma que simulase un segundo molar inferior derecho y se atornilló el tornillo de fijación hasta que el prototipo quedó estable.

5.4. DIGITALIZACIÓN DE LAS PROBETAS

5.4.1. Preparación de las probetas

Antes de llevar a cabo la digitalización de las probetas, tanto con el escáner intraoral como con el escáner extraoral, cada muñón se colocó en el surco izquierdo de la base metálica con la ranura vestibular alineada con el tornillo de fijación para simular la posición de un segundo molar inferior derecho.

A continuación, se llevó a cabo la fijación de cada probeta a la base metálica atornillando los tornillos de fijación mediante una llave Allen.

Dado que ambos escáneres requieren el recubrimiento con polvo de las superficies a escanear, antes llevar a cabo el proceso de digitalización los muñones se recubrieron con polvo de óxido de titanio.

Por ello, una vez que cada muñón estuvo posicionado y fijado correctamente en la base, la superficie fue recubierta con polvo de óxido de titanio en forma de aerosol Lava™ Powder (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) aplicado mediante el pulverizador Lava™ Sprayer (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) (Fig. 32).



Fig. 32. Probeta en la base recubierta de polvo.

5.4.2. Digitalización mediante el escáner intraoral True Definition Scanner

Para estandarizar el procedimiento de digitalización con el escáner intraoral True Definition Scanner todos los muñones se escanearon siguiendo el protocolo que se describe a continuación.

5.4.2.1. Digitalización de la superficie oclusal

En primer lugar, se colocó la base perpendicular a zona posicionamiento 1 con la probeta en el surco más alejado, simulando una relación de un segundo molar inferior derecho con el captador del escáner (Fig. 33).



Fig. 33. Base y probeta perpendicular a la zona de posicionamiento 1. Izquierda, plano general. Derecha, detalle de la posición.

El mango del escáner se colocó en zona de posicionamiento 1, se cubrió con el cobertor y se inició la digitalización, escaneando la superficie oclusal (Fig. 34).

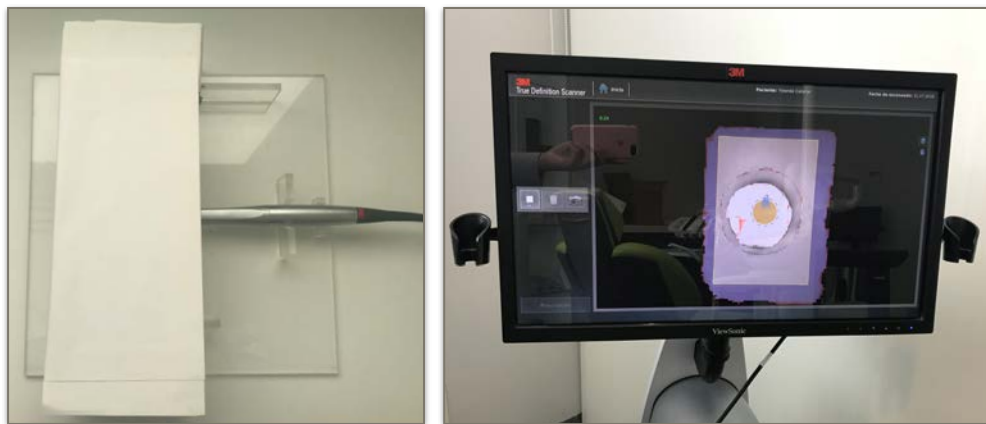


Fig. 34. Izquierda, procedimiento de digitalización de la superficie oclusal. Derecha, imagen de la digitalización de la superficie oclusal.

5.4.2.2. Digitalización de la superficie distal

Sin detener el escaneado, se retiró el cobertor y el captador se desplazó 90° en horizontal hasta situarse sobre la superficie oclusal del muñón en la zona de posicionamiento 2.

A continuación, el captador progresivamente descendió girando 45° sobre sí mismo en sentido horario, se apoyó en la zona de posicionamiento 2, se cubrió con el cobertor y se escaneó la superficie distal (Fig. 35).

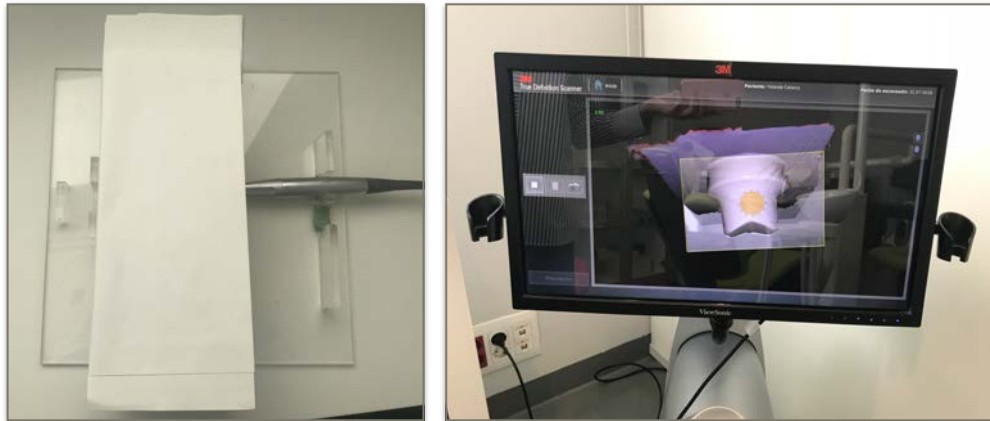


Figura 35. Izquierda, procedimiento de digitalización de la superficie distal.
Derecha, imagen de la digitalización de la superficie distal.

5.4.2.3. Digitalización de la superficie mesial

Se retiró el cobertor y, sin detener la digitalización, el captador se elevó y se situó sobre la superficie oclusal de la probeta en la zona de posicionamiento 3 (Fig. 36).

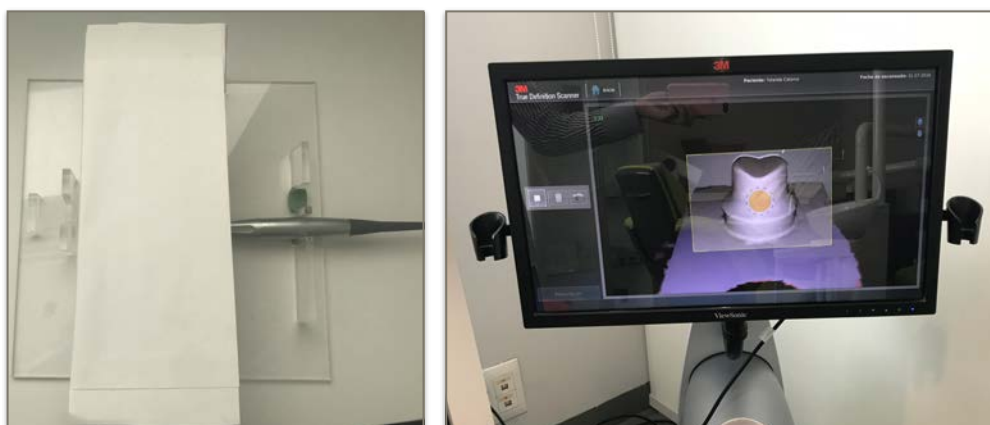


Figura 36. Izquierda, procedimiento de digitalización de las superficies mesial.
Derecha, imagen de la digitalización de la superficie mesial.

A continuación, giró sobre sí mismo 45° en sentido antihorario, descendiendo progresivamente, se posicionó sobre la tercera zona de posicionamiento, se colocó el cobertor, se llevó a cabo la digitalización de la superficie mesial y se detuvo el escaneado.

5.4.2.4. Digitalización de la superficie lingual

Para digitalizar las superficies lingual y vestibular, la base con la probeta se giró 90° grados en sentido antihorario quedando perpendicular a la segunda y tercera zona de escaneado. El muñón se situó en surco más alejado a las zonas de posicionamiento 2 y 3 (Fig. 37).



Fig. 37. Base y probeta perpendicular a la zona de posicionamiento 2 y 3. Izquierda, plano general. Derecha, detalle de la posición.

Se colocó la probeta sobre la superficie oclusal del muñón en la zona de posicionamiento 2 para que el escáner reconociese los ejes iniciales de la superficie oclusal y permitiese continuar con la digitalización.

Una vez reconocida la superficie oclusal, el captador descendió girando 45° sobre sí mismo en sentido horario, se apoyó en la zona de posicionamiento 2, se colocó el cobertor y se escaneó la superficie lingual (Fig. 38).

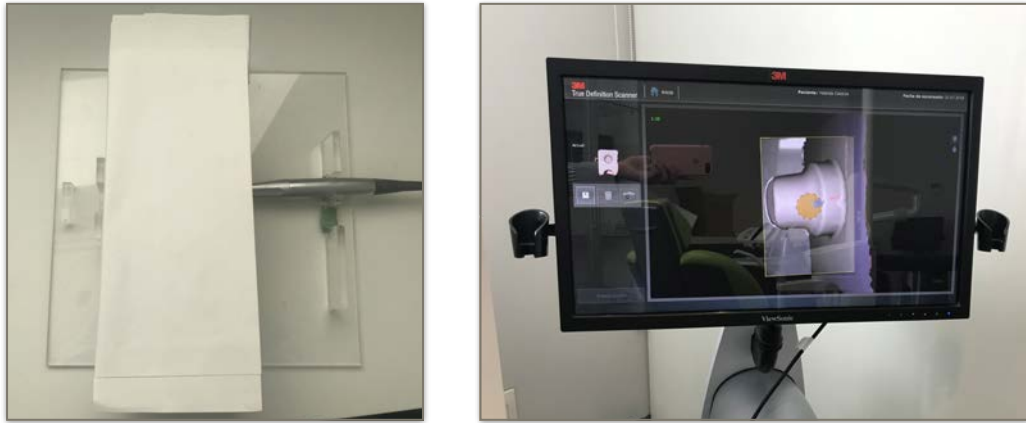


Figura 38. Izquierda, procedimiento de digitalización de las superficies lingual. Derecha, imagen de la digitalización de la superficie lingual.

5.4.2.5. Digitalización de la superficie vestibular

Se retiró el cobertor y, sin detener la digitalización, el captador se elevó, se colocó sobre la superficie oclusal en la zona de posicionamiento 3 y descendió progresivamente girando 45° en sentido antihorario, hasta apoyarse en la zona de posicionamiento 3 (Fig. 39).



Figura 39. Izquierda, procedimiento de digitalización de las superficies vestibular. Derecha, imagen de la digitalización de la superficie vestibular.

Se colocó el cobertor y se escaneó la superficie vestibular. En ese momento se detuvo la digitalización.

Una vez finalizada la digitalización, se comprobó la presencia de posibles artefactos o zonas vacías. Aquellos archivos que no cumplieron con estas premisas fueron eliminados y el protocolo se llevó a cabo de nuevo (Fig. 40).



Fig. 40. Imagen tras la digitalización del muñón con el escáner intraoral.

Una vez la digitalización de las probetas se finalizó los archivos se enviaron al laboratorio autorizado, Prótesis S.A, para el posterior procesado.

La digitalización de las probetas se realizó en el Centro de Innovación de 3M™ (3M™ S.L, Madrid, España).

5.4.3. Digitalización mediante el escáner extraoral Lava™ Scan

Para estandarizar el proceso de digitalización de las probetas con el escáner extraoral, se siguió la sistemática descrita a continuación.

El prototipo para el escáner extraoral con la base y el muñón con la superficie recubierta de polvo se colocó en la plataforma del escáner y se inició el proceso de digitalización (Fig. 41).

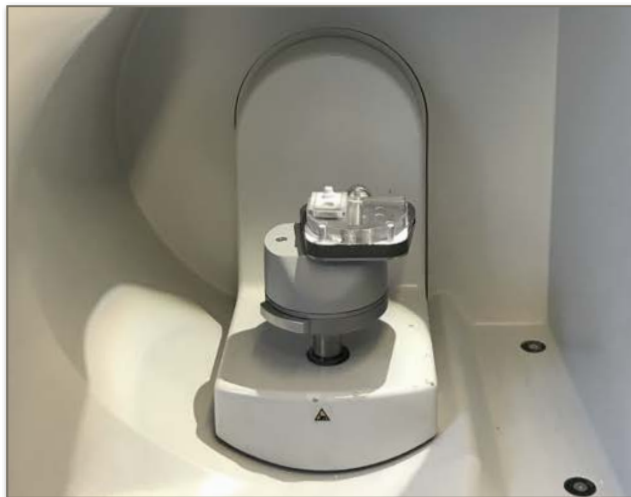


Fig. 41. Dispositivo para el escáner extraoral en la plataforma.

Una vez finalizado, se comprobó que no hubo artefactos o zonas abiertas. Los archivos se enviaron al programa de diseño.

La digitalización de las probetas con el escáner extraoral se llevó a cabo en el laboratorio dental Prótesis S.A (Madrid).

5.5. DISEÑO DE LAS RESTAURACIONES

El diseño de las restauraciones se llevó a cabo con el programa DWOS 7 (DWOS, Dental Wings Inc., Montreal, Canada).

Se seleccionó el diseño de una corona monolítica con anatomía de un segundo molar inferior derecho de color A2 (Guía VITA classical A1-D4®, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) y el material correspondiente en cada caso.

A continuación, se seleccionaron de los parámetros de la estructura, con un espacio para el cemento de 50 μm , un espacio vertical adicional 0,07 mm, espacio horizontal adicional 0,05 mm, espesor mínimo 0,5 mm, y espesor del margen 0,2 mm (Fig. 42).

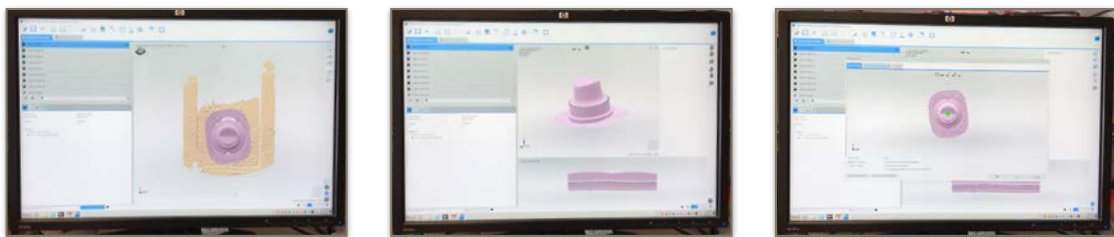


Fig. 42. Diseño de las restauraciones.

Por último, se procedió a eliminar cerámica del centro de la superficie oclusal para, en estudios posteriores, proceder al análisis de la resistencia a la fractura (Fig. 43).

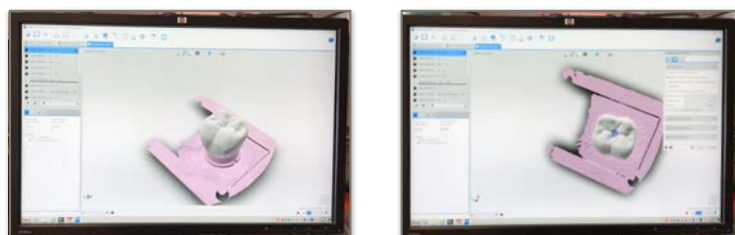


Fig. 43. Eliminación cerámica oclusal. Izquierda, tras el diseño. Derecha, eliminación de cerámica oclusal.

5.6. CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES

5.6.1. Coronas metal-cerámica

Para llevar a cabo la confección de las restauraciones metal-cerámica se trabajó directamente sobre las probetas.

En primer lugar se realizaron los encerados de las cofias y se colocaron dentro del cilindro. El cilindro se revistió con fosfato libre de grafito (Vestofix; DFS Diamond GMBH, Riedenburg, Germany) y se introdujo dentro del horno de precalentamiento (Jelrus Infinity L30; Whip Mix, Dortmund, Germany) hasta los 900 - 950° C a una velocidad de calentamiento de 2 - 5° C/minuto (Fig. 44).

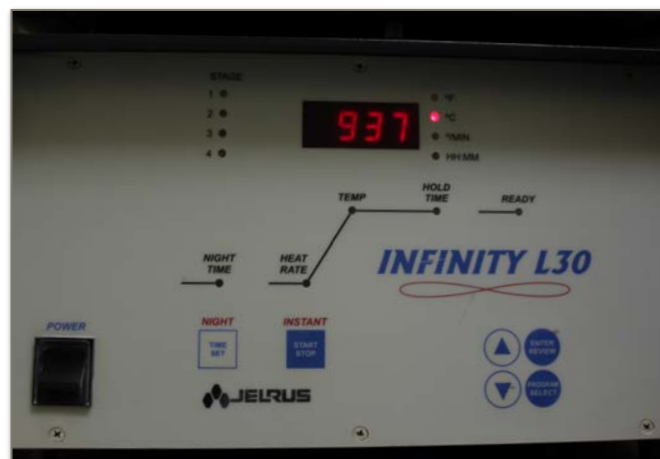


Fig. 44. Horno de precalentamiento.

A continuación, se introdujo en la máquina de colado de vacío presión de calentamiento por inducción (MIE 200; Ordenta; Arganda del Rey; Madrid) para obtener la infraestructura metálica. La aleación empleada para la confección de la infraestructura metálica fue Ugirex C (UginDentaire, France).

La aleación Ugirex C (Fig. 45) presentó la siguiente composición y características:

- Composición: 62% de cobalto, 31% de cromo, 4% de molibdeno, 2,2% de silicio y trazas de hierro, manganeso y wolframio⁵⁰.
- Características: densidad de 8,6 g/cm³, intervalo de fusión entre 1210 - 1379°C, dureza de 290 - 300 HV₁₀ y carga de ruptura entre 590 - 600 MPa⁵⁰.



Fig. 45. Aleación Ugirex C.

Por último, se llevó a cabo el recubrimiento cerámico con cerámica VITAVM®13 (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), llevando a cabo la colocación del opaquer con una cocción a 920°, la colocación de las capas de porcelana con una cocción a 880°, la colocación de la capa incisal con una cocción a 880°C y el glaseado final a 880°C (Fig. 46).



Fig. 46. Cerámica de recubrimiento VITA VM13.

Las restauraciones de metal-cerámica se llevaron a cabo en el laboratorio de prótesis dental Dident S.A (Madrid, España).

5.6.2. Coronas monolíticas de circona Lava™ Plus

Se seleccionaron los bloques de circona Lava™ Plus con la siguiente composición y características:

- Composición: óxido de circonio tetragonal parcialmente estabilizado con óxido de itrio (3%)⁵⁰.
- Características: densidad de 6.08 g/cm³, resistencia a la flexión de > 1100 MPa, resistencia a la fractura de 5 - 10 MPa m^{1/2}, módulo elástico > 210 GPa, coeficiente de expansión térmica de 10.5 10⁻⁶/K⁻¹, tamaño de grano de 0.4µm, dureza Vickers > 1200 MPa, solubilidad < 0.01 µg/cm² y temperatura de sinterización de 1450°C⁵⁰.

Se seleccionaron los bloques, se asignó al código de barras los datos específicos del diseño, se insertaron en la unidad de fresado Lava™ Form (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) y se fresaron con una magnificación del 20% para contrarrestar la contracción de sinterización inherente a la circona (Fig. 47).

Tras el proceso de mecanizado, las coronas se separaron del bloque con fresas (Zirconia Tools, 3M™ ESPE™, Seefeld, Germany), se secaron y se introdujeron en el horno Lava™ Therm (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany) sobre unas perlas de óxido de circonio.



Fig. 47. Unidad Lava™ Form.

La sinterización se llevó a cabo a 1500°C durante 4 horas y media aproximadamente (Fig. 48).



Fig. 48. Horno Lava™ Therm.

La confección de todas las restauraciones de circona monolítica fue llevada a cabo por el mismo operado experimentado en el laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A (Madrid, España).

5.6.3 Coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD

Se seleccionaron los bloques de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD Monolithic (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) que presentaron la siguiente composición y características:

- Composición: 57 - 80% SiO₂, 11 - 19% Li₂O, 0 - 13% K₂O, 0 - 11% P₂O₅, 0 - 8% ZrO₂, 0 - 8% ZnO, 0 - 5% Al₂O₃, 0 - 5% MgO y 0 - 8% de óxidos colorantes (porcentaje en peso)⁹⁰.
- Características: resistencia a la flexión de 360 ± 60 MPa, solubilidad 40 ± 10 µg/cm², coeficiente de expansión térmica de 10.15 ± 4 10⁻⁶/K⁻¹, densidad de 2.5 ± 0.1 g/cm³, resistencia a la fractura de 2.0 – 2.5 MPa m^{1/2}, módulo de elasticidad de 95 ± 5 GPa, dureza Vickers de 5800 ± 200 MPa y tamaño de grano de 0.2µm a 1µm⁹⁰.

La información del diseño de las restauraciones se envió al software específico de la parte CAM (Zenotec[®] CAM 3.2, Wieland Dental +Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim, Germany), se seleccionaron los parámetros del material, se diseñó la estrategia de fresado y toda la información se envió a la unidad de fresado Zenotec[®] (Wieland Dental +Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim, Germany). A continuación, se introdujeron los bloques seleccionados para llevar a cabo el fresado de las restauraciones (Fig. 49).

Tras el fresado de las coronas, se separaron de las estructura de soporte mediante un disco (WH6, Dura-Green[®], Shofu Dental Corporation, CA, USA), se secaron y se vitrificaron en el horno Programat[®] P510 200-240V (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Fig. 50).



Fig. 49. Unidad Wienland.

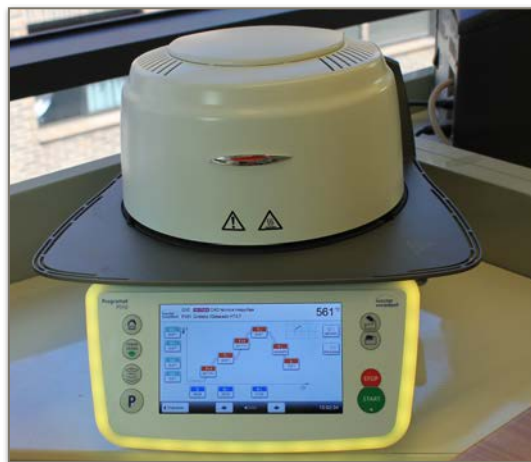


Fig. 50. Horno Programat P510.

Los parámetros seleccionados para el proceso de vitrificación fueron los descritos a continuación:

- Cristalización: secado 6:00 minutos, primer vacío 550°C, velocidad 90°C/min, suelta de vacío 830°C, temperatura final 830°C, segundo vacío 830°C, velocidad 30°C/min, suelta vacío 850°C, temperatura final 830°C, primer mantenimiento 10 segundos, segundo mantenimiento 7:00 minutos y enfriamiento 710°C.

- Color y caracterización: secado 6:00 minutos, vacío 450°C, velocidad 60°C/min, suelta de vacío 769°C, temperatura final 770°C, mantenimiento 1:30 minutos.
- Glaseado: vacío 450°C, velocidad 60°C/min, suelta de vacío 769°C, temperatura final 770°C, mantenimiento 2:00 minutos.

La confección de todas las coronas monolíticas de disilicato de litio fue llevada a cabo por el mismo operador experimentado en el laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A (Madrid).

5.7. CEMENTADO DE LAS RESTAURACIONES

El cementado de las restauraciones a los muñones se llevó a cabo en las mismas condiciones ambientales de humedad relativa del 50% y temperatura entre 18 - 24°C.

Para reducir posibles errores asociados a la técnica de cementación, el procedimiento se llevó a cabo por un mismo operador, previamente instruido en el procedimiento.

Para llevar a cabo el cementado se seleccionó el cemento de resina RelyX™ Unicem 2 (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany), indicado para coronas totalmente cerámicas y que presenta las siguientes características y composición:

- Características: resistencia a la flexión de 99 Mpa, resistencia a la compresión de 291 MPa, módulo de elasticidad de 6.6 GPa, dureza superficial de 190 MPa, grosor de 13 µm, absorción de agua de 28 µg/mm³, solubilidad de 0 µg/mm³ y expansión al mes de 0,63%⁹¹.

- Composición: compuesto por una base y un catalizador. Base compuesta por monómeros de metacrilato que contienen grupos de ácido fosfórico, monómeros de metacrilato, partículas de relleno silanizado, componentes iniciadores, estabilizantes y radioopacificadores. Catalizador compuesto por monómeros de metacrilato, partículas de relleno alcalino, relleno silanizado, estabilizantes, pigmentos y radioopacificadores⁹¹.

Para llevar a cabo el cementado, cada corona se posicionó sobre su muñón con la cara vestibular orientada al surco vestibular de la probeta y se buscó el punto de mayor estabilidad (Fig. 51).

A continuación, se trazó en la superficie mesial una línea continua de la corona a la probeta con un rotulador permanente S de ancho de línea de 0.4 mm Lumocolor® 313 (Staedtler®, Staedtler Iberia) (Fig. 52).



Fig. 51. Corona sobre el muñón.



Fig. 52. Línea continua entre la corona y el muñón.

Esta línea permitió, en el momento del cementado, posicionar la restauración en la zona de máxima estabilidad evitando desviaciones.

Siguiendo las instrucciones del fabricante se procedió al cementado de las coronas:

Se colocó la punta de mezcla y se desechó la primera parte del cemento. A continuación, manteniendo la punta en el interior de las restauraciones, se colocó el cemento (Fig. 53).

Una vez que la mitad de la corona estuvo rellena, se colocó sobre el muñón de forma que las líneas anteriormente trazadas encajasen entre sí y se ejerció presión digital que se mantuvo a 10 N mediante la llave dinamométrica USAG 820/70 (SWK Utensilerie S.R.L., Milan, Italy) durante el proceso de polimerización del cemento.

Manteniendo la presión, la reacción química se inició mediante un golpe de luz de 2 segundos, aplicándolos con la lámpara de polimerización Elipar™ DeepCureL (3M™ ESPE™, Seefeld, Germany).

A continuación, se eliminaron los excesos con una sonda de exploración y se polimerizó 20 segundos cada superficie (Fig. 54).

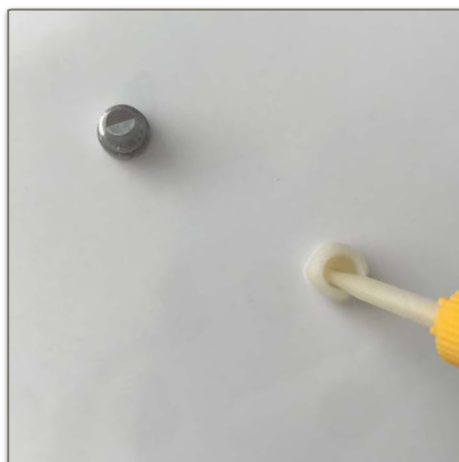


Fig. 53. Colocación del cemento en la corona.

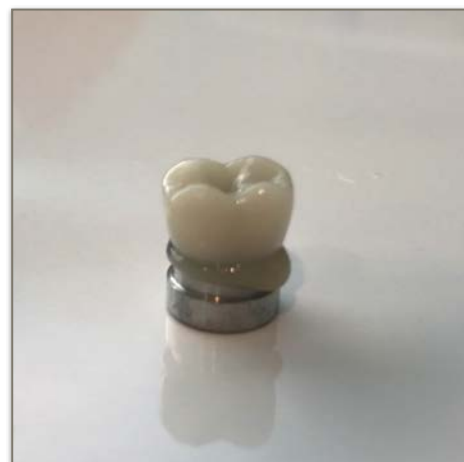


Fig. 54. Corona con los excesos de cemento.

5.8. EVALUACIÓN DE LA DISCREPANCIAL MARGINAL

Una vez que las coronas estuvieron cementadas, se procedió a la evaluación de la discrepancia marginal mediante la técnica de observación directa con microscopio electrónico de barrido (MEB).

Todo el proceso de análisis del ajuste marginal se llevó a cabo en el ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid.

5.8.1. Preparación de las muestras

Para poder observar muestras al microscopio, estas deben de cumplir una serie de premisas como la presencia de una superficie limpia y lisa, alta conductividad térmica, la fijación en un soporte portamuestras y estabilidad bajo el haz de electrones³⁰.

Por ello, antes de evaluar la discrepancia marginal en el microscopio, las muestras se prepararon en el propio ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica.

Durante todo el proceso de preparación y evaluación de la muestras, para asegurar superficie limpia y evitar la presencia de artefactos, la manipulación se realizó con pinzas y el almacenamiento en una cámara de cristal seca y hermética.

Para obtener una alta conductividad térmica, evitando la distorsión del haz de electrones del MEB al impactar sobre una superficie no conductora, las muestras se metalizaron.

La metalización se llevó a cabo con oro de 24 kilates y 19.32 g/m^3 de densidad en la metalizadora Q15RS (Quorum Technologies Ltd, Reino Unido) (Fig. 55), siguiendo el siguiente protocolo de metalización: 1.5 - 2 minutos de vacío y entrada de argón, 4 minutos de recubrimiento metálico de oro mediante electrodeposición y 1.5 - 2 minutos de vacío y salida de argón.



Fig. 55. Metalizadora Q15RS.

Para llevar a cabo la metalización de las muestras, en primer lugar se metalizó la superficie vestibular y en segundo lugar la superficie lingual (Fig. 56).

Las muestras se colocaron con unas pinzas en un portamuestras con la cara lingual en contacto con el portamuestras. Alrededor se colocaron unos pesos para estabilizar la posición de las muestras y el portamuestras se introdujo en la metalizadora para metalizar la superficie vestibular.

Una vez estuvo metalizada la superficie vestibular, con unas pinzas se giraron las muestras, las superficies vestibulares se pusieron en contacto con el portamuestras y se introdujeron en la metalizadora para metalizar la superficie lingual.



Fig. 56. Muestras tras la metalización de las superficies.

La metalización de las muestras se llevó a cabo en diferentes sesiones, siempre siguiendo el mismo protocolo.

Antes de colocar las muestras en el portamuestras se anotó el número de referencia de cada muestra y la posición en el portamuestras durante el proceso de metalización.

Tras el proceso de metalización, se anotó el número de de referencia de la muestra en la superficie vestibular y lingual de la corona con un rotulador permanente S de ancho de línea de 0.4 mm Lumocolor® 313 para poder diferenciar las muestras dentro del microscopio.

5.8.2. Obtención de las imágenes

Para obtener las imágenes se seleccionó el MEB JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL, JEOL Ltd., Akishima, Tokyo, Japan).

El MEB JSM-6400 presenta un voltaje variable entre 0,5 y 40 KV, una resolución de 3.5 nm y una magnificación entre 15 y 30.000 aumentos.

Las imágenes se obtuvieron mediante la técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X. La información se recogió mediante el detector de dispersión de energía Link Pentafet (Oxford Instruments, Tubney Woods, Abingdon, Oxford, UK) (Fig. 57).



Fig. 57. MEB JSM 6400 Scanning Microscope (JEOL) conectado un ordenador con el programa específico INCA[®] Suite Versión 4.04.

La captación y la digitalización de las imágenes se llevó a cabo mediante el software específico INCA[®] Suite Versión 4.04 (Oxford Instruments, Tubney Woods, Abingdon, Oxford, UK) instalado en un ordenador personal (unidad central de procesamiento, Hewlett-Packard; monitor, Samsung) conectado al microscopio.

Para poder introducir las muestras en el MEB, estas deben estar fijadas al soporte portamuestras. Por lo que en grupos aleatorios de 4 muestras, se enfrentaron las superficies oclusales de las probetas dos a dos y se colocaron en el soporte portamuestras.

Para poder fijar la posición de las muestras, se colocaron en las zonas laterales placas metálicas que se atornillaron con los tornillos laterales del propio portamuestras.

Cada grupo se introdujo dos veces en el microscopio, en primer lugar con la superficie lingual enfrentada al portamuestras para analizar el desajuste de la superficie vestibular y, en segundo lugar, con la superficie vestibular enfrentada al portamuestras para el análisis del desajuste de la superficie lingual.

Dentro de las medidas de propuestas por Holmes y cols.²⁷ para evaluar el ajuste marginal en términos de desajuste, se seleccionó la discrepancia marginal vertical, que se define como la distancia entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial de la preparación medida paralelamente al eje longitudinal de la preparación.

Para llevar a cabo la obtención de las imágenes en el MEB, el portamuestras con las muestras se introdujo en el microscopio en una primera cámara para obtener vacío (2 - 3 minutos). Tras alcanzar el vacío, el portamuestras se introdujo en una segunda cámara y se fijó su posición para obtener estabilidad bajo el haz de electrones.

A continuación, se orientó la imagen para enfocar la interfase de una de las coronas, se alcanzó una angulación de 25°, se aumentó hasta los 1000X para llevar a cabo el enfoque y se retrocedió a los 500X.

A 500X se obtuvo con el programa INCA[®] la primera imagen de la discrepancia marginal vertical de la interfase de cada superficie vestibular y lingual, de cada corona (Fig. 58).

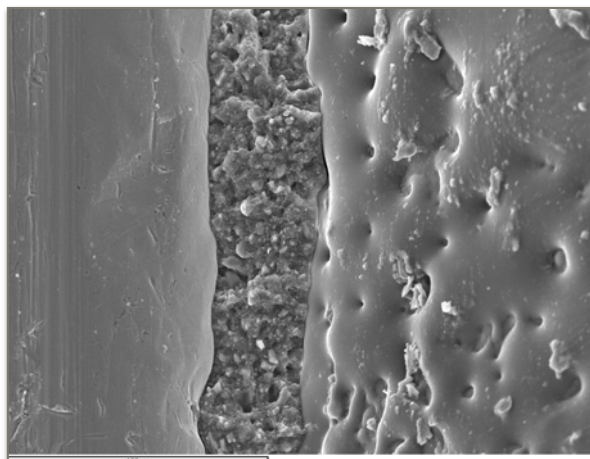


Fig. 58. Imagen de la interfase a 500X.

A continuación se obtuvo una segunda imagen con una medida del desajuste marginal en micras, obtenida con la herramienta INCA[®] caliper (Fig. 59).

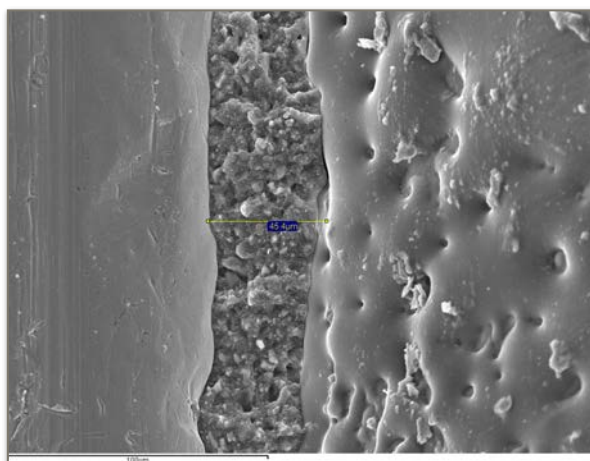


Fig. 59. Imagen de la interfase a 500X con una medida expresada en micras.

Se obtuvieron un total de 200 imágenes. Dos imágenes, una sin medidas y otra con una medición expresada en micras de cada superficie (vestibular y lingual).

5.8.3. Tratamiento de las imágenes

Para poder obtener información relevante sobre el desajuste marginal, se han sugerido 50 - 60 mediciones por restauración⁹².

Teniendo en cuenta que el programa INCA[®] solo permite obtener una medición por imagen, las imágenes se editaron con el programa Adobe Photoshop[®] CC (versión 2015, 16.0, Adobe Systems Incorporated, San José, CA, USA) (Fig. 60).

Se trazaron 29 líneas paralelas a la original, de forma que se obtuvieron un total de 30 mediciones por superficie (vestibular y lingual) y un total de 60 mediciones por restauración (Fig. 61).

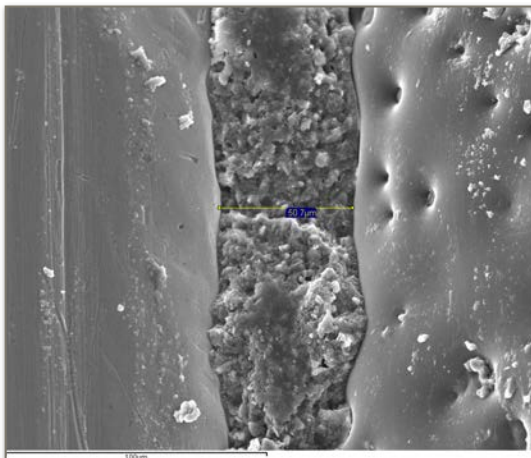


Fig. 60. Imagen con una medición expresada en micras.

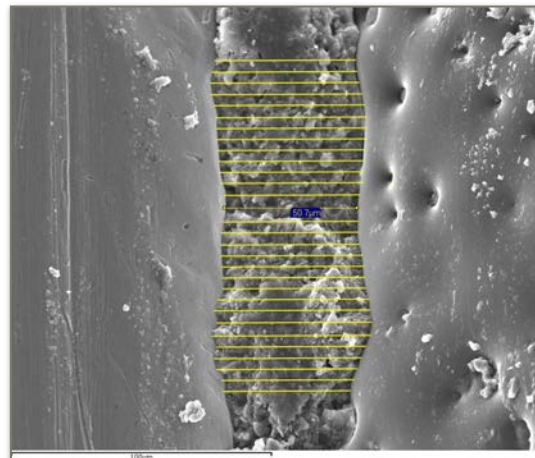


Fig. 61. Imagen tras ser editada con Photoshop[®].

La medición de las líneas se llevó a cabo mediante un escalímetro escala 1:300 (Faber Castell, Stein, Germany). Los datos se almacenaron en el programa Microsoft Excel[®] (Microsoft Office, Microsoft, WA, USA), se realizó la conversión de milímetros a micras tomando como referencia la medida en micras obtenida con la herramienta INCA[®] caliper y se obtuvo la medición media de cada restauración.

5.8 TRATAMIENTO DE LOS DATOS

Los datos obtenidos se enviaron al Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid para su análisis estadístico.

Se solicitó el análisis de los datos mediante estadística descriptiva e inferencial.

El análisis estadístico se llevó a cabo con el programa IBM SPSS versión 25.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA) y el nivel de significación se estableció para valores de $p \leq 0,05$.

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de las variables.
- Estadística inferencial.

Para la comprobación del ajuste a la normalidad de las variables se empleó el test de Shapiro-Wilk y el análisis de la homogeneidad de las varianzas a través del test de Levene. Para las variables en que existió ajuste a la normalidad, los test paramétricos empleados fueron:

- Análisis de la varianza (ANOVA) bifactorial para analizar la interacción de los sistemas de cerámicos y los sistemas digitalización, en la discrepancia marginal de las coronas monolíticas. En caso de no existir interacción, para evaluar la discrepancia marginal entre los sistemas cerámicos monolíticos y entre los sistemas de digitalización.
- ANOVA unifactorial con el test a posteriori de la F de Ryan-Einot-Gabriel-Welsh para evaluar la discrepancia marginal entre las coronas cerámicas monolíticas y las coronas metal-cerámica.

- ANOVA unifactorial robusto de Welch y test de igualdad de medias de Brown-Forsythe con el test a posteriori T2 de Tamhane para comparar la discrepancia marginal de los grupos de estudio y el grupo control.
- Test de la t de Student para analizar la discrepancia marginal entre los sistemas de digitalización independientemente del sistema cerámico, los sistemas de digitalización en cada sistema cerámico, así como para evaluar el desajuste entre las superficies vestibular y lingual.

Cuando no existió ajuste a la normalidad se empleó el test no paramétrico de los rangos signados de Wilcoxon.

- El tamaño del efecto, tras aplicar la η^2 al cuadrado o la d de Cohen, se evaluó mediante los límites de correlación y los límites de Ferguson⁹³, en aquellos casos en los que se observaron diferencias significativas.

6. RESULTADOS

En toda investigación científica es fundamental el análisis estadístico de los datos para poder dar respuesta al problema planteado. Las variables planteadas en el estudio fueron las siguientes:

- **Sistema Cerámico Monolítico**

Variable independiente cualitativa nominal, con dos categorías: disilicato de litio IPS e.max[®] CAD Monolithic (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) y circona Lava[™] Plus (3M[™], ESPE[™], Seefeld, Germany).

- **Grupo control**

Variable independiente cualitativa nominal con una categoría, metal-cerámica.

- **Sistema de Digitalización**

Variable independiente cualitativa nominal con dos categorías: escáner extraoral Lava[™] Scan ST (3M[™], ESPE[™], Seefeld, Germany) y escáner intraoral 3M[™] True Definition Scanner (3M[™], ESPE[™], Seefeld, Germany)

- **Posición**

Variable dependiente cuantitativa continua con dos categorías: vestibular y lingual.

- **Discrepancia Marginal**

Variable dependiente cuantitativa continua.

En primer lugar, se utilizaron índices descriptivos para las variables cuantitativas. Se obtuvieron resultados estadísticos descriptivos de discrepancia marginal media, desviación estándar y mediana para:

- El grupo control de coronas metal-cerámica (MC) y los sistemas cerámicos monolíticos de coronas de disilicato de litio (DM) y coronas de circonita (CM).
- Los sistemas de digitalización en las coronas confeccionadas con el escáner extraoral (E) y con el escáner intraoral (I).
- Los grupos de estudio de coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral (EDM), coronas monolíticas de circonita digitalizadas con el escáner extraoral (ECM), coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner intraoral (IDM) y coronas monolíticas de circonita digitalizadas con el escáner intraoral (ICM).
- Las posiciones vestibular (V) y lingual (L).

En segundo lugar, se obtuvo el análisis estadístico inferencial. El análisis de la normalidad de las muestras se llevó a cabo mediante el test de Shapiro-Wilk y el análisis de la homogeneidad de las varianzas a través del test de Levene.

Se aplicaron los siguientes test estadísticos: análisis de la varianza (ANOVA) bifactorial; ANOVA unifactorial con el test a posteriori de la F de Ryan-Einot-Gabriel-Welsh; análisis de la varianza unifactorial robusto de Welch y test de igualdad de medias de Brown-Forsythe con el test a posteriori T2 de Tamhane; el test de la t de Student y el test de los rangos signados de Wilcoxon.

El tamaño del efecto, tras aplicar la η^2 al cuadrado o la d de Cohen, se evaluó mediante los límites de correlación y los límites de Ferguson⁹³.

Se analizaron los valores de discrepancia marginal entre:

- El grupo control de coronas metal-cerámica (MC) y los sistemas cerámicos monolíticos de coronas de disilicato de litio (DM) y coronas de circonita (CM).
- Los sistemas de digitalización de coronas confeccionadas con el escáner extraoral (E) y con el escáner intraoral (I).
- Los grupos de estudio de coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral (EDM), coronas monolíticas de circonita digitalizadas con el escáner extraoral (ECM), coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner intraoral (IDM), coronas monolíticas de circonita digitalizadas con el escáner intraoral (ICM) y el grupo control de coronas metal-cerámica (MC).
- Las posiciones vestibular (V) y lingual (L)

6.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

6.1.1. Discrepancia marginal en los sistemas cerámicos y en el grupo control

Se analizó la discrepancia marginal de las coronas monolíticas en función del sistema cerámico, independientemente del sistema de digitalización (escáner intraoral o extraoral) y de la superficie (vestibular o lingual) (Tabla 1).

Se observó que las coronas de circonita Lava™ Plus presentaron un valor de desajuste marginal medio inferior ($39,21 \pm 19,52 \mu\text{m}$) a las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max® CAD ($44,58 \pm 14,34 \mu\text{m}$) (Fig. 62).

También se evaluó el desajuste marginal de las coronas cerámicas monolíticas (disilicato de litio y circona), independientemente del sistema de digitalización (escáner extraoral e intraoral) y de la superficie (vestibular y lingual) con el grupo control (metal-cerámica).

Las coronas metal-cerámica ($58,25 \pm 10,05 \mu\text{m}$) presentaron un valor medio de discrepancia marginal superior al de las coronas cerámicas monolíticas de disilicato de litio y de circona (Tabla 1).

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
MC	10	58,25	10,05	58,30
DM	20	44,58	14,34	46,44
CM	20	39,21	19,52	33,34

Tabla 1. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal en micras en el grupo control y en los sistemas cerámicos monolíticos.

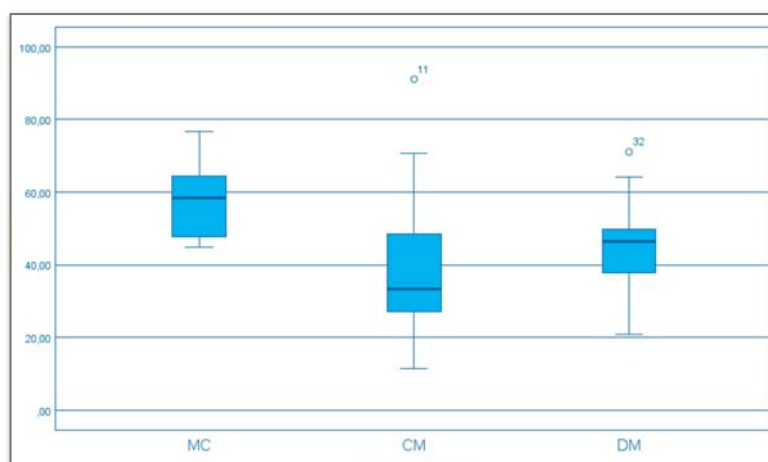


Fig. 62. Diagrama de cajas de la discrepancia marginal del grupo control y de los sistemas cerámicos monolíticos.

Los valores obtenidos se encontraron dentro de los clínicamente aceptables en relación a las 100 - 120 μm propuestas por numerosos autores en términos de longevidad⁹⁴. También se encontraron dentro de los límites propuestos para restauraciones confeccionadas con tecnología CAD/CAM de 80 μm ⁹⁵.

6.1.2. Discrepancia marginal en los sistemas de digitalización

Se evaluó el desajuste marginal de las coronas monolíticas en función del sistema de digitalización empleado en su confección (escáner extraoral e intraoral), independientemente del sistema de cerámico (disilicato de litio o zircona) y de la superficie (vestibular o lingual) (Tabla 2).

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
E	20	48,58	16,93	48,62
I	20	35,21	14,87	30,22

Tabla 2. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal en micras en función del sistema de digitalización.

Se observó que las coronas confeccionadas con el sistema de digitalización intraoral True Definition Scanner ($35,21 \pm 14,87 \mu\text{m}$) presentaron un valor inferior de desajuste marginal en promedio en relación al sistema de digitalización extraoral Lava™ Scan ST ($48,58 \pm 16,93 \mu\text{m}$) (Fig. 63).

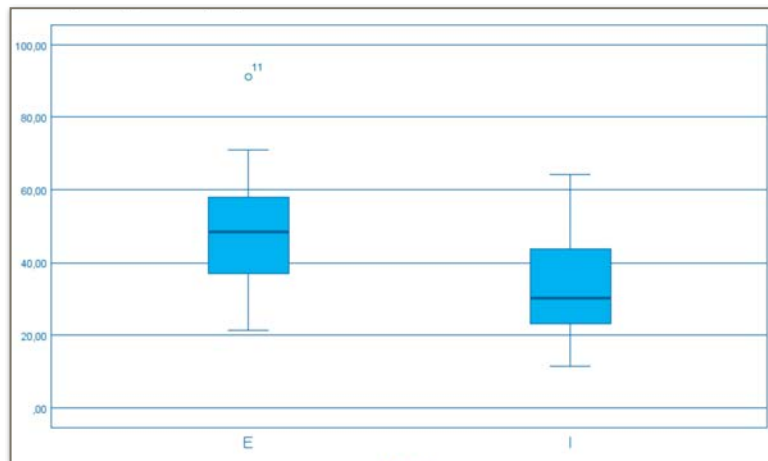


Fig. 63. Diagrama de cajas del desajuste marginal en función del sistema de digitalización.

Todos los valores se encontraron dentro de los clínicamente aceptables en términos de longevidad de 100 - 120 μm y de las 80 μm propuestas para las restauraciones confeccionadas con tecnología CAD/CAM.

6.1.3. Discrepancia marginal en los grupos de estudio

Se analizó la discrepancia marginal de los cuatro grupos de estudio (coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral, coronas monolíticas de zircona digitalizadas con el escáner extraoral, coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral y coronas de zircona monolítica digitalizadas con el escáner intraoral) y del grupo control (coronas metal-cerámica), independientemente de la superficie (Tabla 3).

El grupo control metal-cerámica presentó el mayor valor medio de discrepancia marginal ($58,25 \pm 10,05 \mu\text{m}$), seguido por los dos grupos digitalizados con el escáner extraoral Lava™ Scan ST.

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
MC	10	58,25	10,05	58,30
EDM	10	49,75	10,20	48,71
ECM	10	47,40	22,32	39,37
IDM	10	39,41	16,45	41,10
ICM	10	31,01	12,54	29,71

Tabla 3. Media, desviación estándar (DE) y mediana del ajuste marginal en micras de los grupos de estudio y del grupo control.

Las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD ($49,75 \pm 10,20 \mu\text{m}$) presentaron el segundo mayor valor en promedio de discrepancia marginal, seguidas de las coronas monolíticas de circona Lava[™] Plus ($47,40 \pm 22,32 \mu\text{m}$).

Los grupos que menores valores de desajuste marginal medio presentaron fueron los digitalizados con el escáner intraoral True Definition Scanner.

El grupo que presentó el menor valor en promedio de discrepancia marginal fue el de las coronas monolíticas de circona Lava[™] Plus ($31,01 \pm 12,54 \mu\text{m}$), siendo las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD ($39,41 \pm 16,45 \mu\text{m}$) el segundo grupo que menor valor promedio presentó (Fig. 64).

Los valores de todos los grupos se encontraron dentro de los límites clínicamente aceptables en relación a las $80 \mu\text{m}$ propuestas para las restauraciones confeccionadas con tecnología CAD/CAM así como en relación a $100 - 120 \mu\text{m}$ consideradas como máximo desajuste clínico aceptable en términos de longevidad.

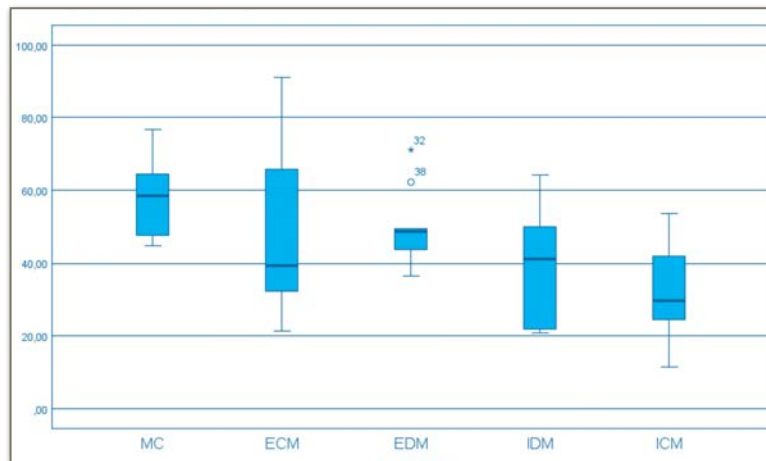


Fig. 64. Diagrama de cajas del desajuste marginal de los grupos de estudio y del grupo control.

6.1.4. Discrepancia marginal según la posición

Se analizó el desajuste marginal en función de la posición vestibular y lingual:

- A nivel global ($n = 50$) e independientemente de los sistemas de restauración (circona, disilicato de litio o metal-cerámica) y de los sistemas de digitalización (escáner intraoral o extraoral).
- En función del sistema cerámico monolítico, en las coronas de circona ($n = 20$) y en coronas de disilicato de litio ($n = 20$), independientemente del sistema de digitalización (escáner intraoral o extraoral) y en el grupo control ($n = 10$) de coronas metal-cerámica.
- En función del sistema de digitalización intraoral y extraoral, en las coronas digitalizadas con el escáner extraoral ($n = 20$) y en las coronas digitalizadas con el escáner intraoral ($n = 20$), independientemente del sistema de cerámico (circona o disilicato de litio).

- En cada uno de los grupos de estudio (n = 10), en las coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral, en las coronas monolíticas de circonita digitalizadas con el escáner extraoral, en las coronas de disilicato de litio monolíticas digitalizadas con el escáner extraoral y en las coronas de circonita monolítica digitalizadas con el escáner intraoral.

6.1.4.1. Global

Se evaluó la discrepancia marginal entre la superficie vestibular y lingual de forma global e independiente del sistema restauración (circonita monolítica, disilicato de litio monolítico o metal-cerámica) y del sistema de digitalización (escáner extraoral y intraoral) (Tabla 4).

Se observó que, a nivel global, el desajuste marginal de la superficie vestibular ($43,65 \pm 21,24 \mu\text{m}$) fue inferior a la superficie lingual ($46,69 \pm 16,79 \mu\text{m}$).

Además se observó una discrepancia media entre la superficie vestibular y lingual de $-3,03 \pm 16,84 \mu\text{m}$ (Fig. 65).

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	50	43,65	21,24	40,99
L	50	46,69	16,79	46,11
V_L	50	-3,03	16,84	-5,17

Tabla 4. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal de las restauraciones en μm en función de la superficie de forma global.

V_L, diferencia entre superficies

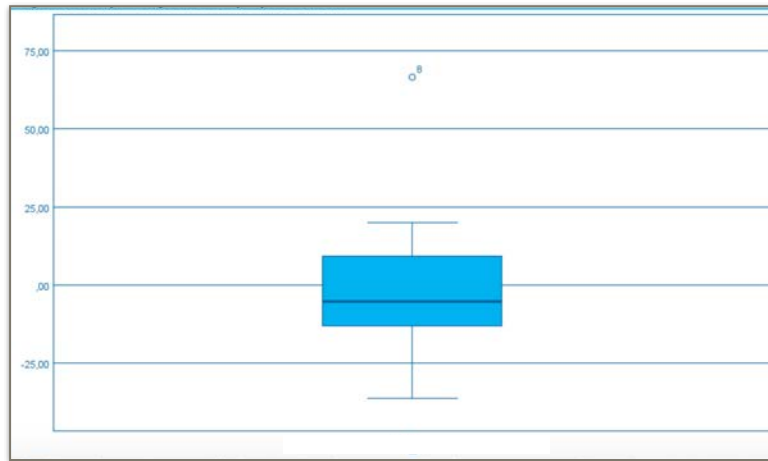


Fig. 65. Diagrama de cajas de la diferencia de discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual de forma global.

6.1.4.2. Grupo control y sistemas cerámicos monolíticos

Se evaluó la discrepancia marginal entre la superficie vestibular y lingual en el grupo control de coronas metal-cerámica y en los sistemas cerámicos monolíticos de disilicato y circona independientemente del sistema de digitalización (escáner intraoral o extraoral) (Fig. 66).

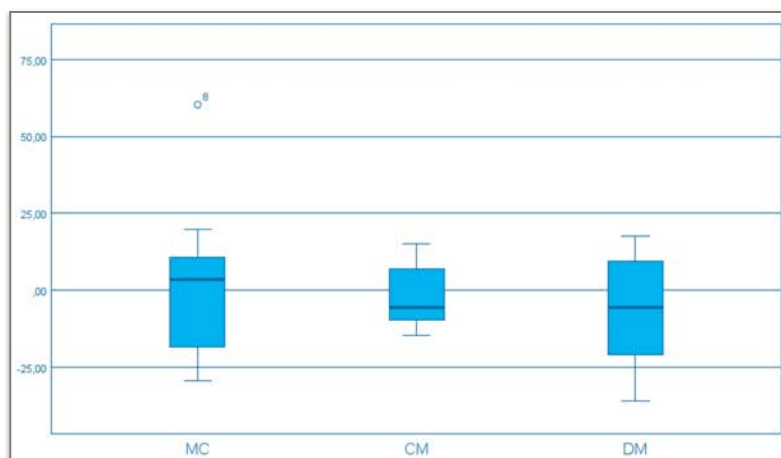


Fig. 66. Diagrama de cajas de la diferencia de discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual en los sistemas de restauración.

- **Coronas metal-cerámica**

Se evaluó la discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual en el grupo control de coronas metal-cerámica (Tabla 5).

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	10	59,75	18,96	54,57
L	10	56,74	12,89	58,42
V_L	10	3,01	25,44	3,38

Tabla 5. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal de las coronas metal-cerámica en μm en función de la superficie.

V_L, diferencia entre superficies.

Se observó que la superficie vestibular ($59,75 \pm 18,96 \mu\text{m}$) presentó valores superiores de discrepancia marginal en comparación a la superficie lingual ($56,74 \pm 12,89 \mu\text{m}$). La discrepancia media entre la superficie vestibular y lingual fue de $3,01 \pm 25,44 \mu\text{m}$.

- **Coronas monolíticas de disilicato de litio**

Se analizó la discrepancia marginal entre superficies vestibular y lingual en las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD, independientemente del sistema de digitalización (escáner intraoral o extraoral) (Tabla 6).

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	20	41,30	17,52	36,75
L	20	47,86	15,97	50,25
V_L	20	-6,55	17,37	-5,59

Tabla 6. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal de las coronas de disilicato de litio monolítico en μm en función de la superficie.
V_L, diferencia entre superficies.

La superficie vestibular ($41,30 \pm 17,52 \mu\text{m}$) presentó valores inferiores de desajuste marginal en relación a la superficie lingual ($47,86 \pm 15,97 \mu\text{m}$). Se observó una diferencia de $-6,55 \pm 17,37 \mu\text{m}$ entre ambas superficies.

- **Coronas monolíticas de circona**

Se analizaron los valores de discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual en el grupo cerámico de coronas de circona monolítica Lava™ Plus independientemente del sistema de digitalización empleado (escáner intraoral o extraoral) (Tabla 7).

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	20	37,94	22,57	29,51
L	20	40,48	17,25	35,94
V_L	20	-2,53	9,49	-5,63

Tabla 7. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal de las restauraciones de circona monolítica en μm en función de la superficie.
V_L, diferencia entre superficies.

Se observó que la superficie vestibular ($37,94 \pm 22,57 \mu\text{m}$) presentó valores inferiores a la superficie lingual ($40,48 \pm 17,25 \mu\text{m}$) con una diferencia de promedio entre superficies de $-2,53 \pm 9,49 \mu\text{m}$.

6.1.4.3. Sistemas de digitalización

Se analizó el desajuste marginal entre las superficies vestibular y lingual en función del sistema de digitalización, escáner extraoral o intraoral, empleado en la confección de las coronas monolíticas e independientemente del sistema cerámico (disilicato de litio o zircona) (Fig. 67).

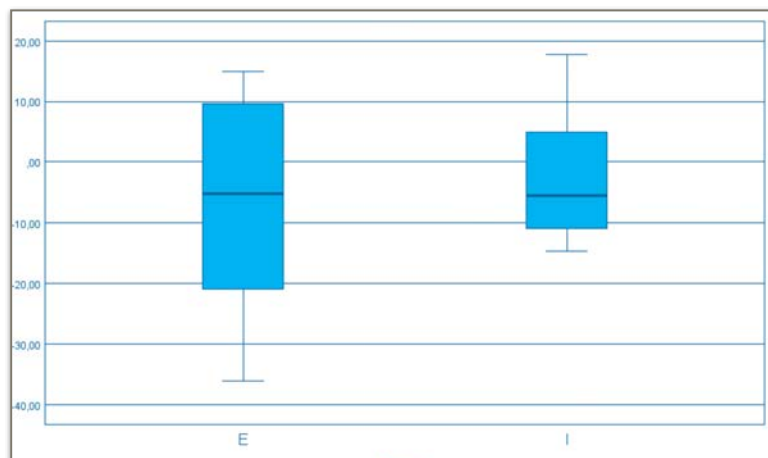


Fig. 67. Diagrama de cajas de la diferencia de desajuste marginal entre las superficies en función del sistema de digitalización.

- **Sistema de digitalización extraoral**

Se analizó la discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual en las coronas monolíticas confeccionadas con el sistema de digitalización extraoral Lava™ Scan ST (Tabla 8).

La superficie vestibular ($45,43 \pm 21,42 \mu\text{m}$) presentó valores de discrepancia marginal inferiores a la superficie lingual ($51,7 \pm 16,14 \mu\text{m}$). La diferencia en promedio entre las superficies vestibular y lingual fue de $-6,3 \pm 17,09 \mu\text{m}$.

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	20	45,43	21,42	39,46
L	20	51,72	16,14	51,84
V_L	20	-6,3	17,09	-5,29

Tabla 8. Media, DE (desviación estándar) y mediana del desajuste marginal en μm de las superficies en las coronas digitalizadas con el escáner extraoral.

V_L, diferencia entre superficies.

- **Sistema de digitalización intraoral (I)**

Se analizaron los resultados de discrepancia marginal entre la superficie vestibular y lingual en las coronas monolíticas confeccionadas con el escáner True Definition Scanner independientemente del sistema cerámico empleado (disilicato de litio o zircona) (Tabla 9).

Se observó que la superficie vestibular ($33,81 \pm 17,11 \mu\text{m}$) presentó valores de discrepancia marginal inferiores a la superficie lingual ($36,61 \pm 14,16 \mu\text{m}$). La diferencia en promedio entre las superficies fue de $-2,79 \pm 10,09 \mu\text{m}$.

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	20	33,81	17,11	27,48
L	20	36,61	14,16	36,48
V_L	20	-2,79	10,09	-5,63

Tabla 9. Media, DE (desviación estándar) y mediana del desajuste marginal en μm de las superficies en las coronas digitalizadas con el escáner intraoral.
V_L, diferencia entre superficies.

6.1.4.4. Grupos de estudio

Por último se analizó el desajuste marginal entre las superficies vestibular y lingual en los diferentes grupos de estudio: en las coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral, en las coronas monolíticas de circona digitalizadas con el escáner extraoral, en las coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner intraoral y en coronas de circona monolítica digitalizadas con el escáner intraoral (Fig. 68).

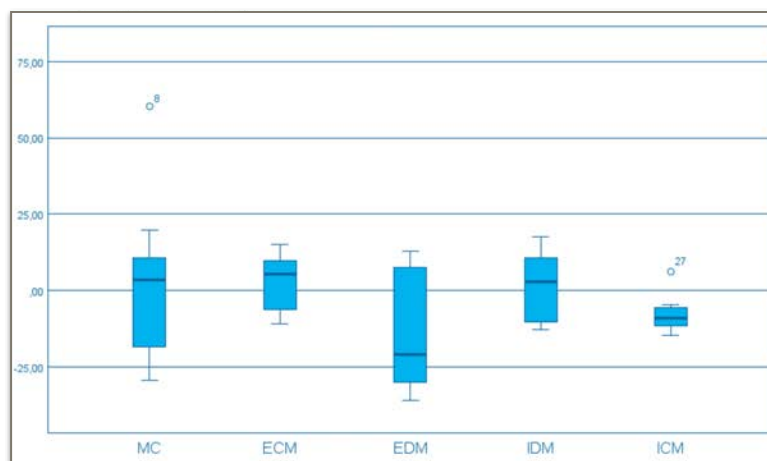


Fig. 68. Diagrama de cajas de la diferencia de discrepancia marginal entre las superficies en los grupos de estudio.

- **Coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral**

En el grupo de coronas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD digitalizadas con el escáner extraoral Lava[™] Scan ST, la superficie vestibular ($42,11 \pm 15,92 \mu\text{m}$) presentó una discrepancia marginal en promedio inferior a la superficie lingual ($57,39 \pm 11,24 \mu\text{m}$) (Tabla 10).

Hubo una diferencia en promedio entre las superficie vestibular y lingual de $-15,27 \pm 18,52 \mu\text{m}$.

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	10	42,11	15,92	36,75
L	10	57,39	11,24	56,60
V_L	10	-15,28	18,52	-19,8

Tabla 10. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal en μm de las superficies vestibular y lingual en las coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral. V_L, *diferencia entre superficies*.

- **Coronas de circona digitalizadas con el escáner extraoral**

En las coronas monolíticas Lava[™] Plus de digitalizadas con el escáner extraoral Lava[™] Scan ST se observó que la superficie vestibular ($48,74 \pm 26,28 \mu\text{m}$) presentó un valor promedio de discrepancia marginal superior a la superficie lingual ($46,06 \pm 18,77 \mu\text{m}$) (Tabla 11).

La diferencia entre ambas superficies en promedio fue de $2,67 \pm 9,72 \mu\text{m}$

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	10	48,74	26,28	38,69
L	10	46,06	18,77	43,79
V_L	10	2,67	9,72	-5,1

Tabla 11. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal en μm de las superficies vestibular y lingual en las coronas de circona digitalizadas con el escáner extraoral. *V_L, diferencia entre superficies.*

- **Coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner intraoral**

La superficie vestibular ($40,49 \pm 19,83 \mu\text{m}$) del grupo de coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner presentaron un valor promedio de discrepancia marginal superior a la superficie lingual ($38,33 \pm 14,50 \mu\text{m}$) (Tabla 12).

La diferencia entre las superficies vestibular y lingual fue de $2,16 \pm 11,18 \mu\text{m}$ en promedio.

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	10	40,49	19,83	38,78
L	10	38,33	14,50	39,69
V_L	10	2,16	11,18	-0,92

Tabla 12. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal en μm de las superficies vestibular y lingual en las coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner intraoral. *V_L, diferencia entre superficies.*

- **Coronas de circona digitalizadas con el escáner intraoral**

En las restauraciones de circona monolítica Lava™ Plus confeccionadas con el escáner intraoral True Definition Scanner, la superficie vestibular ($27,14 \pm 11,20 \mu\text{m}$) presentó valores de discrepancia marginal inferiores a la superficie lingual ($34,89 \pm 14,37 \mu\text{m}$) (Tabla 13).

La diferencia en promedio entre ambas superficies fue de $-7,75 \pm 5,94 \mu\text{m}$.

GRUPO	N	DISCREPANCIA MARGINAL		
		Media	DE	Mediana
V	10	27,14	11,20	23,90
L	10	34,89	14,37	35,09
V_L	10	-7,75	5,94	-11,19

Tabla 13. Media, DE (desviación estándar) y mediana del ajuste marginal en μm de las superficies vestibular y lingual en las coronas de circona digitalizadas con el escáner intraoral. *V_L, diferencia entre superficies.*

6.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

6.2.1. Interacción entre los sistemas de restauración y digitalización

Independientemente de la superficie vestibular o lingual, se evaluó la interacción entre los sistemas cerámicos (disilicato de litio y circona) y los sistemas de digitalización (escáner extraoral e intraoral) en la discrepancia marginal.

En primer lugar se analizó la distribución de las muestras mediante el test de Shapiro-Wilk (Tabla 14).

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
ECM	,922	10	,371
EDM	,883	10	,141
IDM	,894	10	,190
ICM	,964	10	,827

Tabla 14. Test de Shapiro-Wilk.

El test de Shapiro Wilk mostró una distribución normal para las muestras ($p > 0,05$). A continuación, se analizó la homogeneidad de las varianzas mediante el test de Levene (Tabla 15).

F	df1	df2	Sig.
3,247	3	36	,033

Tabla 15. Test Levene.

Al aplicar el test de Levene se aceptó la homogeneidad de las varianzas ($p = 0,033$) y, por lo tanto, para evaluar la interacción entre los sistemas cerámicos y los sistemas de digitalización, se aplicó el análisis de la varianza (ANOVA) bifactorial (Tabla 16).

No se observó interacción ($p = 0,555$) en términos de discrepancia marginal entre los sistemas cerámicos de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD y circona Lava[™] Plus y los sistemas de digitalización Lava[™] Scan ST (escáner extraoral) y True Definition Scanner (escáner intraoral) (Figs. 69 y 70).

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	2166,590 ^a	3	722,197	2,804	,054
Intersección	70219,372	1	70219,372	272,590	,000
Grupo_mecanico	288,584	1	288,584	1,120	,297
Tecnica	1786,500	1	1786,500	6,935	,012
Grupo_mecanico * Tecnica	91,506	1	91,506	,355	,555
Error	9273,617	36	257,600		
Total	81659,579	40			
Total corregido	11440,207	39			

Tabla 16. Análisis de la varianza bifactorial. *Grupo_mecanico* (sistema cerámico); *Técnica* (sistema de digitalización).

En el ANOVA bifactorial también se observó la influencia del sistema de digitalización en la discrepancia marginal. Sin embargo, no se observó influencia de los sistemas cerámicos (Tabla 16).

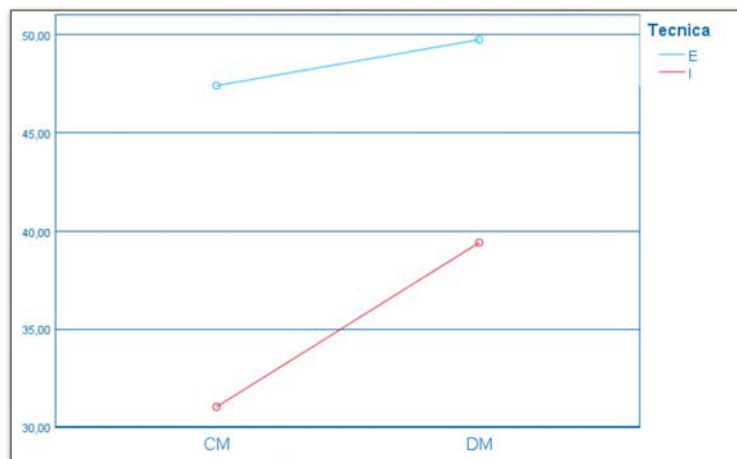


Fig. 69. Gráfica de los valores promedio en micras de los sistemas cerámicos en función del sistema de digitalización.

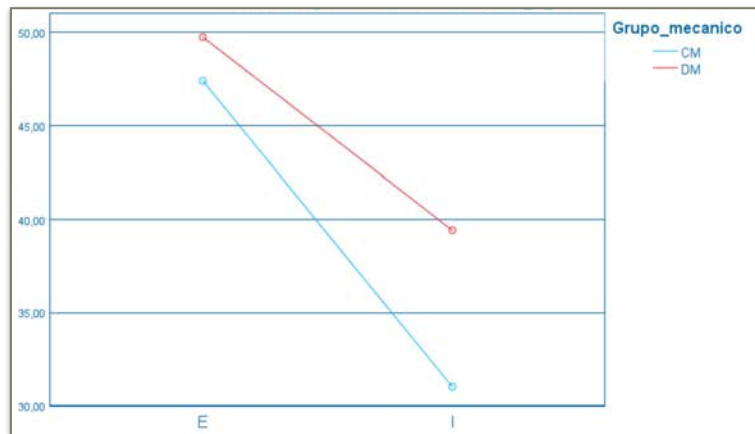


Fig. 70. Gráfica de los valores promedio en micras de los sistemas de digitalización en función de los sistemas cerámicos.

Al no haber interacción entre los sistemas cerámicos y los sistemas de digitalización, se eliminó la interacción del modelo.

Se evaluó conjuntamente la discrepancia marginal entre los sistemas cerámicos monolíticos (circona y de disilicato de litio) y entre los sistemas de digitalización (escáner extraoral e intraoral).

También se analizó el desajuste marginal entre los sistemas cerámicos monolíticos (circona y disilicato de litio) y el grupo control (metal-cerámica).

En primer lugar, se analizó la distribución de las muestras del grupo control metal cerámica, de los sistemas cerámicos monolíticos de disilicato de litio y de circona así como de los sistemas de digitalización extraoral e intraoral a través del test de Shapiro-Wilk (Tabla 17).

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
MC	,957	10	,746
CM	,914	20	,076
DM	,943	20	,276
E	,954	20	,431
I	,952	20	,391

Tabla 17. Test de Shapiro-Wilk.

El test de Shapiro-Wilk mostró una distribución normal ($p > 0,05$) de las muestras. Al aplicar el test de Levene se aceptó ($p = 0,057$) la homogeneidad de las varianzas (Tabla 18).

F	df1	df2	Sig.
2,744	3	36	,057

Tabla 18. Test Levene.

Por lo tanto, para analizar conjuntamente la discrepancia marginal entre los sistemas cerámicos (disilicato y circona) y entre los sistemas de digitalización (escáner extraoral e intraoral), se aplicó el ANOVA bifactorial (Tabla 19).

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	2075,083 ^a	2	1037,542	4,099	,025
Intersección	70219,372	1	70219,372	277,425	,000
Grupo_mecanico	288,584	1	288,584	1,140	,293
Tecnica	1786,500	1	1786,500	7,058	,012
Error	9365,123	37	253,111		
Total	81659,579	40			
Total corregido	11440,207	39			

Tabla 19. Análisis de la varianza bifactorial sin interacción. *Grupo_mecanico (sistema cerámico); Técnica (sistema de digitalización).*

6.2.2. Discrepancia de los sistemas cerámicos y el grupo control

Se analizó la discrepancia marginal entre los sistemas cerámicos de disilicato de litio y de circona independientemente del sistema de digitalización (escáner intraoral o extraoral) empleado en la confección de las coronas.

El ANOVA bifactorial (Tabla 19) no mostró diferencias significativas ($p = 0,293$) en el desajuste marginal entre los sistemas cerámicos de coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD y coronas monolíticas de circona Lava[™] Plus.

A continuación se evaluó el desajuste marginal de los sistemas cerámicos monolíticos, coronas de disilicato de litio y de circona y el grupo control de coronas metal cerámica.

El grupo control y los grupos cerámicos presentaron una distribución normal de las muestras (Tabla 17) y se observó homogeneidad de las varianzas en el test de Levene (Tabla 20).

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Se basa en la media	1,789	2	47	,178

Tabla 20. Test de Levene.

Por lo tanto para evaluar la discrepancia marginal entre los sistemas cerámicos y el grupo control, se aplicó el ANOVA unifactorial (Tabla 21).

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	2427,556	2	1213,778	4,729	,013
Dentro de grupos	12062,104	47	256,641		
Total	14489,661	49			

Tabla 21. Análisis de la varianza de sistemas de restauración (sistemas cerámicos monolíticos y grupo control).

En el ANOVA unifactorial se observaron diferencias significativas ($p = 0,013$) en la discrepancia marginal entre los tres grupos (coronas monolíticas de circona, coronas monolíticas de disilicato de litio y coronas metal-cerámica).

Para analizar entre qué grupos existieron dichas diferencias, se aplicó el test a posteriori de la F de Ryan-Einot-Gabriel-Welsh (FREGW) (Tabla 22).

El test a posteriori de FREGW mostró diferencias significativas ($p \leq 0,05$) en el desajuste entre el grupo control metal-cerámica y los sistemas cerámicos monolíticos de disilicato de litio y circona. El p-valor fue de 0,034.

		N	Subconjunto para alfa = 0.05	
			1	2
Ryan-	CM	20	39,2125	
Einot-	DM	20	44,5845	
Gabriel-	MC	10		58,2500
Welsch F	Sig.		,294	1,000

Tabla 22. Test a posteriori de la F de Ryan-Einot-Gabriel-Welsh.

Por lo tanto, los sistemas cerámicos monolíticos de coronas disilicato de litio IPS e.max[®] CAD ($44,58 \pm 14,34 \mu\text{m}$) y circona Lava[™] Plus ($39,21 \pm 19,52 \mu\text{m}$), presentaron valores de discrepancia marginal significativamente inferiores al grupo control de coronas metal-cerámica ($58,25 \pm 10,05$).

Tras observar diferencias entre los sistemas de cerámicos monolíticos y el grupo control, se procedió a evaluar el tamaño del efecto.

En el ANOVA unifactorial se obtuvo un tamaño del efecto, eta parcial al cuadrado, de 0,168 cuya equivalencia con la d de Cohen fue de 0,899 y de 0,4 con el valor de correlación⁹⁶.

Según los límites de Ferguson⁹³ el tamaño del efecto en la discrepancia marginal obtenida entre el grupo control de coronas metal-cerámica y las coronas monolíticas cerámicas fue de bajo a moderado.

Al analizar el tamaño del efecto según la correlación obtenida se observó un resultado similar, donde dicho tamaño del efecto fue de bajo a moderado.

Al igual que se observó en el ANOVA bifactorial (Tabla 20), en el test a posteriori de FREGW (Tabla 22) tampoco encontraron diferencias significativas ($p > 0,05$) en la discrepancia marginal entre las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD y las coronas de zircona Lava[™] Plus.

6.2.3. Discrepancia de los sistemas de digitalización

Al evaluar la discrepancia marginal entre los sistemas de digitalización, en el ANOVA bifactorial (Tabla 19) se observaron diferencias significativas ($p = 0,012$) entre las coronas confeccionadas con el escáner extraoral y el escáner intraoral independientemente del sistema cerámico (disilicato de litio o zircona).

Este resultado fue contrastado con el test de la t de Student (Tabla 23), que al igual que con el ANOVA bifactorial, mostró diferencias significativas entre los sistemas de digitalización extraoral e intraoral ($p = 0,012$).

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Se asumen varianzas iguales	,000	,983	2,652	38	,012

Tabla 23. Test de la t de Student.

Por lo tanto, independientemente del grupo cerámico (disilicato de litio o zircona), las coronas digitalizadas con el sistema de digitalización intraoral True Definition Scanner ($35,21 \pm 14,87 \mu\text{m}$) presentaron un valor de desajuste inferior al sistema extraoral Lava[™] Scan ST ($48,58 \pm 16,93 \mu\text{m}$).

Tras observar diferencias entre los sistemas de digitalización, se procedió a evaluar el tamaño del efecto mediante la *d* de Cohen⁹⁷ (Fig. 71).

$$d = \frac{M_1 - M_2}{\sqrt{\frac{SD_1^2 - SD_2^2}{2}}} = 0,86$$

Fig. 71. Fórmula de la *d* de Cohen.

Se obtuvo una *d* de Cohen de 0,86 que presenta una equivalencia de 0,4 con la correlación biserial puntual⁹⁷.

A continuación, se determinó el grado del tamaño del efecto según los límites dados por Ferguson⁹³ y según la equivalencia de correlación obtenida.

El tamaño del efecto en el desajuste marginal entre los sistemas de digitalización fue de bajo a medio, según los límites de Ferguson⁹³. Al valorar el tamaño del efecto según la equivalencia de correlación obtenida⁹⁷ también se observó un tamaño del efecto de bajo a moderado.

Por lo tanto, independientemente del sistema cerámico (disilicato de litio o circona), la coronas confeccionadas con el escáner intraoral True Definition Scanner presentaron una discrepancia marginal inferior al escáner extraoral Lava™ Scan ST, siendo el efecto de bajo a moderado.

A continuación, se procedió analizar la discrepancia marginal entre los sistemas de digitalización extraoral e intraoral en cada uno de los sistemas cerámicos, de disilicato de litio monolítico y de circona monolítica, independientemente de la superficie (vestibular o lingual).

- **Coronas monolíticas de disilicato de litio**

El grupo de disilicato de litio monolítico presentó una distribución normal ($p = 0,276$) (Tabla 17) y homogeneidad de varianzas ($p = 0,077$) (Tabla 24).

El test de la t de Student no mostró diferencias significativas ($p = 0,108$) en el desajuste entre la digitalización con el escáner intraoral True Definition Scanner ($39,41 \pm 16,45 \mu\text{m}$) y el escáner extraoral Lava™ Scan ST ($49,75 \pm 10,20 \mu\text{m}$) en las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max® CAD.

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Se asumen varianzas iguales	3,523	,077	1,689	18	,108

Tabla 24. Test de Levene y test de la t de Student.

- **Sistema circona monolítica**

El grupo de circona monolítica presentó una distribución normal ($p = 0,76$) (Tabla 17) y homogeneidad de varianzas ($p = 0,058$) (Tabla 25).

En el test de la t de Student no se observaron diferencias significativas ($p = 0,058$) en la discrepancia marginal entre las coronas de circona monolítica Lava™ Plus digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner ($31,01 \pm 12,54 \mu\text{m}$) o con el escáner extraoral Lava™ Scan ST ($47,40 \pm 22,32 \mu\text{m}$) (Tabla 25).

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas		prueba t para la igualdad de medias		
	F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)
Se asumen varianzas iguales	4,348	,052	2,025	18	,058

Tabla 25. Test de Levene y test de la t de Student.

6.2.3. Discrepancia marginal de los grupos de estudio

Se evaluó la discrepancia marginal entre los cuatro grupos de estudio, las coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral, las coronas de circona digitalizadas con el escáner extraoral, las coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner intraoral y las coronas de circona digitalizadas con el escáner intraoral y el grupo control de coronas metal-cerámica.

En primer lugar se analizó la distribución de las muestras, mediante el Test Shapiro-Wilk (Tabla 26).

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
MC	,957	10	,746
ECM	,922	10	,371
EDM	,883	10	,141
IDM	,894	10	,190
ICM	,964	10	,827

Tabla 26. Test de Shapiro-Wilk.

El test de Shapiro-Wilk determinó que las muestras de los grupos de estudio presentaron una distribución normal ($p > 0,05$).

Para evaluar la homogeneidad de las varianzas se empleó el Test de Levene (Tabla 27) y se determinó la no homogeneidad de las varianzas ($p = 0,02$).

Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
3,245	4	45	,020

Tabla 27. Test de Levene.

Por lo tanto, para analizar la discrepancia marginal entre los grupos de estudio y el grupo control, teniendo en cuenta la distribución normal y la no homogeneidad de las varianzas, se aplicó la prueba robusta de igualdad de medias de Welch (ANOVA unifactorial) y se confirmó con el test de igualdad de medias de Brown-Forsythe (Tabla 28).

	Estadístico ^a	gl1	gl2	Sig.
Welch	7,242	4	22,159	,001
Brown-Forsythe	4,756	4	31,375	,004

Tabla 28. Test de Welch y test de Brown-Forsythe.

El test de Welch ($p = 0,001$) y el test de Brown-Forsythe ($p = 0,004$) mostraron diferencias significativas entre los grupos de estudio.

Para determinar entre qué grupos se encontraron dichas diferencias, se aplicó el test de contraste de comparaciones múltiples a posteriori T2 de Tamhane aplicando la corrección de Bonferroni a los p valores (Tabla 29).

		Diferencia de medias	Desv. Error	Sig.
MC	ECM	10,84200	7,74176	,872
	EDM	8,49500	4,53220	,552
	IDM	18,83600	6,09789	,073
	ICM	27,23300*	5,08391	,001
ECM	MC	-10,84200	7,74176	,872
	EDM	-2,34700	7,76162	1,000
	IDM	7,99400	8,76847	,991
	ICM	16,39100	8,09617	,474
EDM	MC	-8,49500	4,53220	,552
	ECM	2,34700	7,76162	1,000
	IDM	10,34100	6,12308	,695
	ICM	18,73800*	5,11410	,019
IDM	MC	-18,83600	6,09789	,073
	ECM	-7,99400	8,76847	,991
	EDM	-10,34100	6,12308	,695
	ICM	8,39700	6,54198	,913
ICM	MC	-27,23300*	5,08391	,001
	ECM	-16,39100	8,09617	,474
	EDM	-18,73800*	5,11410	,019
	IDM	-8,39700	6,54198	,913

Tabla 29. Test de contraste de comparaciones múltiples a posteriori T2 de Tamhane.

El test a posteriori de Tamhane mostró que las coronas monolíticas de circona Lava™ Plus digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner ($31,01 \pm 12,54 \mu\text{m}$) presentaron una discrepancia marginal significativamente inferior a las coronas de disilicato de litio monolítico IPS e.max® CAD digitalizadas con el escáner extraoral Lava™ Scan ST ($49,75 \pm 10,20 \mu\text{m}$) ($p = 0,019$) y a las coronas metal-cerámica ($58,25 \pm 10,05 \mu\text{m}$) ($p = 0,001$). No se encontraron diferencias significativas entre el resto de los grupos ($p > 0,05$).

A continuación se valoró el tamaño del efecto en la discrepancia marginal entre las coronas de circona digitalizadas con el escáner intraoral y las coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral y las coronas metal-cerámica.

La eta al cuadrado obtenida en el ANOVA unifactorial presentó un valor de tamaño del efecto de 0,297, que presenta una equivalencia de 1,3 con la d de Cohen y de 0,65 con el coeficiente de correlación⁹⁶.

Por lo tanto, el tamaño del efecto fue de moderado a ligeramente alto según los límites de Ferguson⁹³ de la d de Cohen, resultado similar se obtuvo con la correlación.

6.2.4. Discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual

Para evaluar la discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual, se evaluó la distribución de las muestras con el test de Shapiro-Wilk a nivel global (Tabla 30), en las coronas metal-cerámicas, en las coronas monolíticas de disilicato de litio y circona, en las coronas digitalizadas con el escáner extraoral e intraoral (Tabla 31) y en función del grupo de estudio (Tabla 32).

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
V_L	,939	50	,012

Tabla 30. Test de Shapiro Wilk.

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
MC	,914	10	,308
CM	,892	20	,030
DM	,927	20	,135
E	,903	20	,047
I	,904	20	,048

Tabla 31. Test de Shapiro-Wilk.

	Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.
ECM	,902	10	,232
EDM	,833	10	,036
IDM	,927	10	,423
ICM	,885	10	,147

Tabla 32. Test Shapiro-Wilk.

6.2.4.1. Global

En primer lugar se evaluó la discrepancia marginal a nivel global, independientemente del sistema de restauración (metal-cerámica, disilicato de litio o circona) o del sistema de digitalización (extraoral e intraoral) empleado en la confección de las coronas.

A pesar de que la muestra no presentó una distribución normal ($p = 0,004$) (Tabla 30) a nivel global, para analizar la discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual, se aplicó el test de la t de Student, al tener un tamaño muestral de $N = 50$ por el teorema central del límite (Tabla 33).

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	-1,275	49	,208	-3,03640	-7,8215	1,7487

Tabla 33. Test de la t de Student.

El test de la t de Student no mostró diferencias significativas ($p = 0,152$) en la discrepancia marginal entre las superficies lingual ($46,47 \pm 16,80 \mu\text{m}$) y vestibular ($43,54 \pm 21,41 \mu\text{m}$) a nivel general.

6.2.4.2. Grupo control y sistemas cerámicos

En segundo lugar, se evaluó la discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual en el grupo control de coronas metal-cerámica y en las coronas cerámicas monolíticas (disilicato de litio y circonita), independientemente del sistema de digitalización (extraoral e intraoral).

El test de Shapiro-Wilk (Tabla 31) mostró una distribución normal para las coronas metal-cerámica ($p = 0,308$) y las coronas monolíticas de disilicato de litio ($p = 0,135$), por lo que para analizar la discrepancia marginal entre las superficies vestibular se aplicó el test de la t de Student.

Sin embargo, el grupo de coronas monolíticas de circona no presentó una distribución normal ($p = 0,03$) por lo que se aplicó el test de los rangos signados de Wilcoxon para evaluar el desajuste entre superficies.

- **Coronas metal-cerámica**

El test de la t de Student no mostró diferencias significativas ($p = 0,717$) en el desajuste marginal entre las superficies vestibular ($59,75 \pm 18,96 \mu\text{m}$) y lingual ($56,74 \pm 12,89 \mu\text{m}$) en las coronas metal-cerámica (Tabla 34).

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	,374	9	,717	3,01000	-15,1912	21,2112

Tabla 34. Test de la t de Student.

- **Coronas de disilicato de litio**

No se observaron diferencias significativas ($p = 0,108$) en el desajuste marginal entre las superficies vestibular ($41,30 \pm 17,52 \mu\text{m}$) y lingual ($47,86 \pm 15,97 \mu\text{m}$) en las coronas de de disilicato de litio monolítico IPS e.max[®] CAD al aplicar el test de la t de Student (Tabla 35).

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	-1,688	19	,108	-6,55750	-14,6875	1,5725

Tabla 35. Test de la t de Student.

- **Coronas monolíticas de circona**

Al evaluar la discrepancia marginal entre la superficie vestibular ($37,94 \pm 22,57 \mu\text{m}$) y lingual ($40,48 \pm 17,25 \mu\text{m}$) de las coronas monolíticas de circona Lava Plus™ no se observaron diferencias significativas ($p = 0,263$) en el test de Wilcoxon (Tabla 36).

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,263

Tabla 36. Test de Wilcoxon.

6.2.4.3. Sistemas de digitalización

En tercer lugar, se analizó la discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual en función del sistema de digitalización (escáner extraoral e intraoral) empleado en la confección de las coronas e independientemente del sistema cerámico (disilicato de litio y circona).

El test de Shapiro-Wilk (Tabla 32) no mostró una distribución normal de la muestra, ni en el sistema de digitalización extraoral ($p = 0,047$) ni en el sistema de digitalización extraoral ($p = 0,048$), por lo que, para evaluar la discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual, se aplicó el test de Wilcoxon.

- **Sistema de digitalización extraoral**

Al evaluar con el test de los rangos signados de Wilcoxon la discrepancia marginal entre las superficies vestibular ($45,43 \pm 21,42 \mu\text{m}$) y lingual ($51,72 \pm 16,14 \mu\text{m}$) en la restauraciones confeccionadas con el escáner extraoral Lava™ Plus, no se encontraron diferencias significativas significativas ($p = 0,179$) (Tabla 37).

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,179

Tabla 37. Test de Wilcoxon.

- **Sistema de digitalización intraoral**

Se evaluó la discrepancia marginal entre la superficie vestibular y lingual en las coronas confeccionadas con el escáner intraoral True Definition Scanner. Al aplicar el test de Wilcoxon no se encontraron diferencias significativas ($p = 0,218$) entre la superficie vestibular ($33,81 \pm 17,11 \mu\text{m}$) y lingual ($36,61 \pm 14,16 \mu\text{m}$) (Tabla 38).

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,218

Tabla 38. Test de Wilcoxon.

6.2.4.4. Grupos de estudio

Por último, se analizó la discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual en cada uno de los grupos de estudio.

El grupo de coronas monolíticas de disilicato de litio confeccionadas con el escáner extraoral no presentó una distribución normal ($p = 0,036$), por lo que para analizar la discrepancia marginal, se aplicó el test de rangos signados de Wilcoxon (Tabla 33). El resto de los grupos presentaron una distribución normal ($p \geq 0,05$) y se evaluó el desajuste entre las superficies mediante el test de la t de Student (Tabla 33).

- **Coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral**

En las coronas de disilicato de litio monolítico IPS e.max[®] CAD digitalizadas con el escáner extraoral Lava[™] Scan ST, el test de Wilcoxon mostró diferencias significativas en la discrepancia marginal entre ambas superficies ($p = 0,028$) (Tabla 39). La superficie vestibular ($42,11 \pm 15,92 \mu\text{m}$) presentó valores de desajuste inferior a la superficie lingual ($57,39 \pm 11,24 \mu\text{m}$).

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.
1	La mediana de V_L es igual a 0,00.	Prueba de rangos con signo de Wilcoxon para una muestra	,028

Tabla 39. Test de Wilcoxon.

- **Coronas de circona digitalizadas con el escáner extraoral**

En las coronas de circona monolítica Lava™ Plus digitalizadas con el escáner extraoral Lava™ Scan ST, el test de la t de Student no mostró diferencias ($p = 0,041$) de desajuste entre las superficies vestibular ($48,74 \pm 26,28 \mu\text{m}$) y lingual ($46,06 \pm 18,77 \mu\text{m}$) (Tabla 40).

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	,871	9	,406	2,67800	-4,2780	9,6340

Tabla 40. Test de la t de Student.

- **Coronas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner intraoral**

El test de la t de Student no mostró diferencias significativas ($p = 0,56$) en el desajuste marginal entre la superficie vestibular ($40,49 \pm 19,83 \mu\text{m}$) y lingual ($38,33 \pm 14,50 \mu\text{m}$) en las restauraciones de disilicato de litio monolítico IPS e.max® CAD digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner (Tabla 41).

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	,612	9	,556	2,16300	-5,8350	10,1610

Tabla 41. Test de la t de Student.

- **Coronas de circona digitalizadas con el escáner intraoral**

En las coronas de circona Lava™ Plus digitalizadas con el sistema de digitalización intraoral True Definition Scanner, el test de la t de Student mostró diferencias significativas entre ambas superficies en términos de desajuste marginal ($p = 0,003$) (Tabla 42). La superficie vestibular ($27,14 \pm 11,20 \mu\text{m}$) presentó una discrepancia marginal inferior a la superficie lingual ($34,89 \pm 14,37 \mu\text{m}$).

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	-4,128	9	,003	-7,75500	-12,0049	-3,5051

Tabla 42. Test de la t de Student.

7. DISCUSIÓN

Hasta hace unos años, las restauraciones metal cerámicas han sido el tratamiento más utilizado en el área de la prótesis fija⁹.

Actualmente, el número de restauraciones totalmente cerámicas está aumentando debido a la mayor demanda por parte de los pacientes^{6, 98}, tanto por la estética como la biocompatibilidad que ofrecen^{6, 99, 100}.

Normalmente, para obtener un aspecto natural, las restauraciones cerámicas constan de un núcleo cerámico de alta resistencia, recubierto con cerámica feldespática que le aporta la estética^{8, 9}. Sin embargo, los sistemas de capas presentan una serie de inconvenientes siendo el principal de ellos la unión del recubrimiento con el núcleo, que puede dar lugar al chipping o delaminado de la cerámica de recubrimiento^{6, 8}.

Estos inconvenientes están relacionados principalmente con la fabricación en múltiples fases, las diferencias de resistencia entre el núcleo y el recubrimiento, así como en la unión entre ambos⁵⁵.

Para solventar estos problemas, se han desarrollado las coronas totalmente cerámicas monolíticas^{8, 55} que presentan también otras ventajas como una reducción del tiempo de producción o una mejor relación coste-eficacia¹⁰¹.

Por ello, en el presente estudio se seleccionaron dos sistemas cerámicos monolíticos para la confección de las restauraciones: el disilicato de litio IPS e.max[®] CAD y la circona Lava[™] Plus; teniendo en cuenta que tanto el disilicato de litio como la circona son los materiales cerámicos más comunes^{8, 48}.

En relación a la técnica de confección, las impresiones convencionales realizadas con materiales elastómeros (siliconas de adición y poliéteres) para generar un modelo de escayola siguen siendo la técnica de referencia⁴.

Sin embargo, los recientes avances en la tecnología han introducido alternativas a las impresiones convencionales, como son el uso de las técnicas CAD/CAM y los escáneres intraorales¹⁰², existiendo cada vez más una mayor demanda en la fabricación de prótesis cerámicas mecanizadas⁹⁵.

Entre las ventajas que presentan las impresiones digitales en prótesis fija están la reducción del tiempo de transporte, la menor disconformidad del paciente o la eliminación de fases de laboratorio que pueden dar lugar a errores inherentes a dichas fases, incluido un mayor desajuste de la restauración¹⁰³.

Los desajustes en prótesis fija son responsables de alteraciones que pueden dar lugar al fracaso de la restauración²⁵. Por ello, el desajuste marginal, junto con la resistencia a la fractura y la estética⁷⁶, es uno de los criterios más importantes para el éxito a largo plazo de las restauraciones totalmente cerámicas^{76, 103}.

En el presente estudio se evaluó la discrepancia marginal de restauraciones cerámicas monolíticas confeccionadas con con tecnología CAD/CAM, dado que para muchos laboratorios dentales actualmente la técnica de referencia consiste en el vaciado de las impresiones convencionales y la digitalización de los modelos ¹⁰⁴. En concreto dos: el escáner intraoral True Definition Scanner y el escáner de laboratorio Lava™ Scan ST.

7.1. Discrepancia marginal

La discrepancia marginal es uno de los principales factores que influyen en el éxito de las restauraciones¹⁰⁵ y uno de los criterios de evaluación más importantes en prótesis fija¹⁰⁶. Tal y como se ha descrito anteriormente, Holmes y cols.²⁷ estandarizaron la terminología y las localizaciones de las mediciones para evaluar el ajuste marginal⁵.

A pesar de que el desajuste marginal es un factor clínico fundamental en prótesis fija, no existe un consenso en lo que debe de considerarse la amplitud máxima de discrepancia clínica aceptable^{104, 107, 108}.

Hay que tener en cuenta que la presencia de un pequeño espacio entre la restauración y la preparación es necesario para garantizar la correcta inserción y permitir la interposición de una capa de cemento con valores promedios entre 25 y 50 μm ^{29, 95}.

La Asociación Dental Americana, en su especificación número 8, establece que el grosor del cemento no debe de exceder de 25 μm para cementos de Tipo 1 y de 40 μm para cementos Tipo de 2. Sin embargo, investigaciones que examinan la discrepancia marginal muestran que pocas veces se alcanzan estos objetivos^{14, 109}.

Se han sugerido y descrito numerosos rangos de discrepancia marginal como los que se describen a continuación: entre 50 - 120 μm ⁹⁸; entre 50 y 100 μm ¹⁹; entre 100 y 150 μm ³²; o entre 50 y 75 μm ¹¹⁰.

Actualmente muchos investigadores siguen utilizando el límite de 120 μm establecido por McLean y von Fraunhofer^{104, 108}. McLean y von Fraunhofer²⁰ evaluaron 1.000 coronas en 5 años y concluyeron que discrepancias marginales de hasta 120 μm serían clínicamente aceptables¹¹¹.

Para coronas CAD/CAM tampoco existe un consenso en relación a lo que se considera una discrepancia marginal clínicamente aceptable. Se han sugerido discrepancias inferiores a 90 μm ¹⁰², inferiores a 100 μm ¹¹² o rangos entre 50 y 100 μm ^{19, 34, 98}.

En la revisión sistemática llevada a cabo por Boitelle y cols.⁹⁵, concluyeron que mediante tecnología CAD/CAM es posible obtener restauraciones con desajustes inferiores a las 80 μm .

Por lo tanto, la enorme variedad de rangos de márgenes aceptables descritos, que varía de los 50 a las 200 μm , evidencia que no hay un límite objetivo basado en la evidencia científica¹⁰⁸.

Cabe destacar que la mayoría de las definiciones describen márgenes de 100 μm o superiores¹⁰⁵ y que en la revisión sistemática llevada a cabo por Contrepois y cols.¹⁴ observaron que el 94,9% de las mediciones realizadas fueron iguales o menores de 120 μm .

Además hay que tener en cuenta las bacterias presentes en la cavidad bucal, las cuales tienden a adherirse a la interfase entre el diente y la restauración, a los materiales cerámicos, al tercio cervical interproximal o a lo largo de margen gingival¹¹³ y que, por ejemplo, el *Streptococcus mutans* es una bacteria de aproximadamente 75 μm de diámetro, por lo que discrepancias marginales amplias no sólo fracasarían a nivel molecular sino que no evitarían la entrada de bacterias¹⁰⁵.

Desajustes marginales elevados pueden afectar a la resistencia a la fractura²⁴, generar decoloración marginal o aparición de manchas¹⁰⁵, fomentar la microfiltración a través de la disolución del cemento que podría dar lugar a caries secundarias y un aumento de acumulación de placa¹⁰⁰ con la consiguiente inflamación de los tejidos periodontales⁷⁶.

Por lo tanto, para evitar las complicaciones secundarias, es importante reducir la discrepancia marginal¹⁰⁵.

La discrepancia marginal de las restauraciones depende de la calidad del proceso de fabricación⁸³.

El resultado final obtenido está influido por diferentes factores como el diseño de la preparación, la técnica de impresión final, la producción del modelo, la fabricación de la restauración, el ajuste de la restauración, el material, y el método de cementación⁸³.

La fiabilidad en el ajuste marginal también puede depender de diferentes factores como las líneas de producción entre diferentes sistemas CAD/CAM, incluyendo la precisión del escáner, la eficacia del software de la parte CAD o el protocolo de fresado del sistema CAD/CAM¹⁰⁰.

Por ello, comparar resultados entre los diferentes estudios es difícil porque existe una gran discrepancia entre los sistemas y las metodologías¹⁰⁴.

Diferentes factores como el tamaño muestral, el número de mediciones por espécimen, el método de medición⁹⁴, la línea de terminación, el momento de medición en relación al cementado, el tipo de cemento y la técnica empleada o la técnica de medición, influyen en la adaptación marginal³⁰.

7.1.1. Metodología

Antes de llevar a cabo investigaciones clínicas, las cuales requieren una alta inversión de tiempo y dinero, se recomienda llevar a cabo estudios preclínicos *in vitro* que permiten evaluar la relevancia clínica de las propiedades de los materiales y productos dentales desarrollados recientemente¹¹⁴.

Además los estudios *in vitro* presentan una serie de ventajas como permitir establecer condiciones estandarizadas en relación al diseño de la preparación y la técnica y la ejecución, lo que da lugar a condiciones reproducibles¹¹⁵.

El presente estudio se planteó *in vitro* para poder obtener resultados reproducibles, estandarizados y objetivos de los materiales y técnicas seleccionados³⁰.

Por ello, en el proceso de digitalización se llevó a cabo con los dispositivos de digitalización para el escáner extraoral y para el escáner intraoral.

La digitalización de los muñones con el escáner extraoral se realizó mediante el dispositivo de digitalización extraoral y directamente sobre las probetas. De esta forma se eliminó la toma de impresión de los muñones y el vaciado de los modelos de escayola evitando errores asociados a la técnica convencional¹⁰⁴.

En relación al escáner intraoral el dispositivo intraoral permitió establecer unas condiciones de digitalización estandarizadas y reproducibles, evitando el sesgo de error en la captación de la imagen durante la digitalización intraoral (14 - 21 μm)⁶⁷,
116.

Sin embargo, a pesar de obtener resultados objetivos, hay que ser cautelosos a la hora de valorar los resultados de los estudios *in vitro*, ya que la situación clínica no se simula completamente en este tipo de estudios¹¹⁵ y, por lo tanto, deben de confirmarse con posterioridad con estudios *in vivo*³⁰.

La idoneidad de los datos es importante para el éxito de cualquier investigación. El tamaño muestral, el número de mediciones por espécimen y los test estadísticos aplicados pueden influir en la fuerza del análisis estadístico¹⁰⁹.

Si el tamaño muestral es pequeño, se deben utilizar métodos no paramétricos, siendo su potencia menor a la de los test paramétricos¹¹⁷.

Además, diversos estudios que han utilizado tamaños muestrales pequeños presentan mayores desviaciones estándar que aquellos tamaños muestrales mayores con datos más consistentes y menores desviaciones estándar¹⁰⁹.

Sin embargo, un tamaño muestral menor puede ser compensado por un mayor número de mediciones por muestra¹⁰⁹.

Groten y cols.⁹² evaluaron el número mínimo de mediciones necesarias en estudios *in vitro*. Concluyen que aproximadamente 50 mediciones a lo largo de la corona aportan una información clínicamente relevante y una estimación consistente del tamaño del desajuste. Esta conclusión fue comprobada en varias investigaciones^{94, 118}, donde tamaños muestrales pequeños ($n = 10$) podían ser compensados con un mayor número de mediciones por espécimen (50 - 60 mediciones)¹⁰⁹.

Por ello, en el presente estudio se seleccionó un tamaño muestral pequeño ($n = 10$) y se compensó con un mayor número de mediciones, realizando 60 mediciones por corona. El tamaño muestral se escogió teniendo en cuenta estudios publicados en la literatura^{16, 86, 119} y un estudio previo en el cual se evaluó la discrepancia marginal de coronas monolíticas digitalizadas con escáner extraoral⁸.

En relación a la preparación, se confeccionaron 50 muñones que simulaban un segundo molar inferior derecho tallado los cuales fueron mecanizados para conseguir la mayor igualdad entre ellos y no influir en la evaluación de la discrepancia marginal.

En la literatura se puede observar diferencias entre los distintos estudios en relación al grupo dentario seleccionado como diente pilar.

Al igual que en el presente estudio, otros autores^{29, 98, 116, 120, 121} seleccionan un molar como modelo maestro para evaluar la discrepancia marginal. Sin embargo otros estudios seleccionan como diente pilar un premolar^{80, 106, 122, 123}, un canino⁵ o un incisivo^{124, 125}.

La influencia del tipo de diente pilar en el ajuste de la restauración es controvertido¹²⁶. Se pueden observar estudios donde se han encontrado diferencias en el tipo de pilar, y sin embargo en otros, no se han hallado¹²⁷.

Al igual que otras investigaciones previamente publicadas en la literatura que han evaluado la discrepancia marginal en coronas totalmente cerámicas^{15, 86, 94, 119}, en el presente estudio se seleccionó una línea de terminación en chamfer y ángulo de convergencia de 6°.

En relación a la línea de terminación empleada, existe controversia. Se han propuesto distintos diseños de líneas de terminación para las preparaciones dentales por diferentes motivos. Sin embargo no está claro cual de ellas, podría presentar más ventajas²⁴.

Tal y como muestra la revisión de la literatura de Nawafleh y cols.¹⁰⁹, el efecto de las diferentes líneas de terminación en el ajuste de las restauraciones ha sido ampliamente estudiado y, sin embargo, las conclusiones de los diferentes estudios parecen ser contradictorias.

Para restauraciones cerámicas, las líneas de terminación más populares son el hombro redondeado y el chamfer. Sin embargo, no hay suficiente evidencia que determine cuál presenta mejor adaptación marginal¹⁰.

Para sistemas CAD/CAM se han recomendado ángulos de convergencia diversos, entre 4 y 20°¹²⁷.

Algunos estudios *in vitro* han evaluado, en restauraciones totalmente cerámicas, la influencia sobre la discrepancia marginal del ángulo de convergencia y del espacio para el cemento. Los resultados obtenidos muestran resultados contradictorios y altamente variables¹²⁸.

Por lo tanto, hay que tener en cuenta que el diseño de la preparación, puede constituir un papel importante en el éxito clínico de las restauraciones⁴⁰.

En relación al espacio para el cemento, tipo de cemento y momento de realización de las mediciones, en el presente estudio se seleccionó un espacio para el cemento de 50 µm, las coronas monolíticas se cementaron con un cemento de resina y las mediciones se realizaron tras el cementado.

El valor del espacio para el cemento predefinido puede influir en la discrepancia marginal de las coronas cerámicas¹⁴. Sin embargo, los resultados en la literatura son controvertidos. Hay estudios que muestran que mayores espacios para el cemento favorecen una mejor discrepancia marginal y otros estudios muestran que con menores valores, se obtienen menores desajustes¹²².

Entre los diferentes tipos de cementos disponibles, varían considerablemente la solubilidad, la resistencia y la capacidad de adherirse a la superficie del diente¹²⁹ y se ha observado que el tipo de cemento influye en el ajuste de las coronas¹⁰⁹.

Se han utilizado diferentes tipos de cementos y existen opiniones muy diferentes acerca de cuál es el cemento más adecuado¹³⁰.

En relación a las restauraciones totalmente cerámicas, se ha observado que la resistencia a la fractura puede ser mejorada utilizando cemento de resina¹³⁰, los cuales están recomendados para la cementación de sistemas totalmente cerámicos¹²⁴.

Por otra parte, la presencia de cemento o no durante la medición puede influir en la discrepancia marginal. En general, el desajuste marginal aumenta tras el cementado¹⁰⁹, pudiendo haber un aumento mínimo de 10 μm en la discrepancia marginal entre las restauraciones cementadas y las restauraciones sin cementar¹³.

Cabe destacar el estudio de Gonzalo y cols.⁹⁴, con una metodología bastante similar a la del presente estudio, en el cual observaron que tras el cementado la discrepancia marginal aumenta ligeramente en todos los grupos estudiados a pesar de que las diferencias no fueron significativas.

En el presente estudio se optó por realizar las mediciones con las restauraciones cementadas, ya que las coronas cementadas reflejan la realidad clínica^{8, 21, 99}.

En la literatura se han descrito varios métodos para medir y evaluar la discrepancia marginal, todos con sus ventajas e inconvenientes. Sorensen²⁸ clasificó los métodos disponibles en cuatro categorías: visión directa, visión transversal, técnica de impresión y el uso de un investigador con examen visual (rayos X)²⁹.

La visión directa (47,5%) es el método de medición más común para evaluar la discrepancia marginal, a través del MEB o del esteromicroscopio¹¹⁵, seguida del método transversal (23,5%) y de la técnica de la réplica de impresión (20,2%)¹⁰⁹.

La técnica de visión directa permite medir el desajuste entre la corona y el margen utilizando un microscopio a diferentes magnificaciones¹⁰⁹.

Además, presenta la ventaja de no ser invasiva y por lo tanto, es útil para determinar la precisión del ajuste marginal¹⁶.

Sin embargo, es difícil repetir las mediciones en un ángulo idéntico¹⁶ y sólo puede utilizarse *in vitro*, ya que requiere observar el margen bajo el microscopio¹⁰⁹.

Entre los diferentes estudios se pueden observar diferentes métodos de medición, lo que puede impactar significativamente en los resultados¹⁴.

Las diferentes metodologías de medición utilizadas entre los diferentes sistemas totalmente cerámicos podría ser una de las razones por las que se han observado variaciones en la discrepancia marginal¹⁶.

Cabe destacar el estudio de Gonzalo y cols.¹⁶, en el cual analizan dos métodos de medición, el análisis de imagen (magnificación X40) y el MEB (magnificación X1000) para evaluar la discrepancia marginal. Observaron diferencias significativas entre ambos métodos de medición. Sin embargo, otro estudio no observó diferencias entre dos sistemas, a pesar de que ambos estudios presentaron valores entre métodos similares.

En el presente estudio, entre los parámetros establecidos por Holmes y cols.²⁷, se seleccionó la discrepancia vertical. La mayoría de los estudios evalúan el ajuste marginal de las coronas cerámicas confeccionadas con tecnología CAD/CAM analizando la discrepancia marginal vertical y el ajuste interno¹²².

La discrepancia vertical puede definirse como la distancia entre el ángulo cavosuperficial de la preparación y el margen de la restauración, medida paralelamente al eje longitudinal del diente³⁰. Tal y como describen Gonzalo y cols.¹⁶, es difícil tener la certeza de que solo se ha medido esta discrepancia marginal.

Para minimizarlo, proponen utilizar restauraciones experimentales con ángulos mejor definidos y más regulares que favorezcan la alineación con el microscopio así como estandarizar la posición de las restauraciones al introducirlas al microscopio para asegurar que las mediciones se realizan siempre en el mismo punto¹⁶.

Estas consideraciones fueron tenidas en cuenta en la presente investigación a la hora de llevar a cabo las mediciones en el MEB.

En el presente estudio la confección de las restauraciones se llevó a cabo utilizando tecnología CAD/CAM.

El potencial del CAD/CAM para mejorar la fiabilidad está basado en la omisión de distintas fases en la fabricación¹⁰⁷ en comparación con las técnicas convencionales, incluyendo la impresión, el vaciado del modelo⁵⁹, el encerado, el recubrimiento y el colado¹⁰⁷. Al necesitar menos fases habría menos posibilidad de errores⁵⁹.

Sin embargo, también hay que tener en cuenta que se introducen otras fases al proceso de fabricación que pueden dar lugar a errores como la digitalización, el software de diseño, el fresado o el material procesado¹⁰⁷.

En la revisión sistemática de Boitelle y cols.⁹⁵ concluyeron que los sistemas CAD/CAM mejoran la calidad media de la adaptación de las prótesis en comparación con los métodos convencionales de fabricación.

Sin embargo, hay pocos estudios en la literatura que evalúen la discrepancia marginal de los sistemas cerámicos monolíticos y como los distintos sistemas CAD/CAM pueden influir en la discrepancia marginal.

7.1.2. Sistemas cerámicos

La discrepancia marginal de las coronas cerámicas ha sido ampliamente estudiada, sin embargo, los resultados muestran grandes diferencias entre los distintos sistemas cerámicos⁸.

En el presente estudio se analizó la discrepancia marginal de dos sistemas cerámicos monolíticos independientemente del sistema de digitalización empleado en su confección.

No existieron diferencias entre las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD con una media de 44,58 μm , y las coronas monolíticas Lava[™] Plus con una media de 39,21 μm , independientemente del sistema de digitalización empleado en su confección.

Los valores de desajuste marginal obtenidos en el presente estudio fueron inferiores a las 120 μm propuestas por McLean y von Fraunhofer²⁰ y también fueron inferiores a las 80 μm observadas en las restauraciones confeccionadas con tecnología CAD/CAM⁹⁵.

La comparación de los resultados obtenidos con los resultados de otros estudios y las conclusiones de los mismos fue difícil dada la heterogeneidad entre los mismos³⁰.

Uno de los principales inconvenientes, tal y como se ha comentado anteriormente, es la ausencia de una metodología estandarizada^{8, 16}, así como la influencia de diferentes factores en la discrepancia marginal^{8, 21, 94}.

En relación a las coronas cerámicas monolíticas, hay pocos estudios publicados en la literatura que analicen resultados de discrepancia marginal⁸ o que evalúen los sistemas cerámicos monolíticos, IPS e.max[®] CAD y Lava[™] Plus.

Al igual que en el presente estudio, Freire y cols.⁸, analizaron la discrepancia marginal de coronas monolíticas confeccionadas con los sistemas IPS e.max[®] CAD y Lava[™] Plus, digitalizadas con un escáner extraoral y cementadas con ionómero de vidrio. Sin embargo, los resultados que obtuvieron no concuerdan con los del presente estudio, ya que las coronas de disilicato de litio presentaron valores de discrepancia marginal significativamente inferiores a las de circona.

Las diferencias encontradas entre ambos estudios pueden deberse a diferencias en la metodología, ya que el sistema de digitalización¹⁰⁰ y el cemento¹⁰⁹ pueden influir en la discrepancia marginal.

Debido a los pocos estudios encontrados en la literatura que evaluaran los sistemas cerámicos monolíticos IPS e.max[®] CAD y Lava[™] Plus, las comparaciones del presente trabajo en su mayoría se realizaron con estudios que analizaran discrepancias marginales entre sistemas de disilicato de litio y circona.

Subasi y cols.¹²⁰ no observaron diferencias significativas en la discrepancia marginal entre el sistema de disilicato de litio IPS e.max[®] Press y el sistema de circona Zirkonzahn[®] en copias totalmente cerámicas, estando en concordancia por los resultados obtenidos en el presente estudio.

Sin embargo, otros autores observaron valores de discrepancia marginal superiores para el grupo de circona en relación al grupo de disilicato de litio.

Baig y cols.⁹⁹, tanto en preparaciones con línea de terminación en chamfer como en hombro redondeado, observaron valores de discrepancia marginal superiores con las coronas de circona confeccionadas con Cercon[®] Y-TZP que con las coronas de disilicato de litio confeccionadas con IPS Empress[®] II.

Tal y como se ha descrito anteriormente, estos resultados son similares a los observados en el estudio de Freire y cols.⁸, en el cual las coronas de disilicato presentan valores inferiores de desajuste en comparación con las coronas de circona.

En la literatura también se pueden observar estudios que muestran valores de discrepancia marginal superiores en las restauraciones de disilicato de litio en comparación con las restauraciones de circona.

Pimienta y cols.⁵ obtuvieron valores de discrepancia marginal significativamente inferiores en las cofias de circona confeccionadas con el sistema Zirkozahn[®] en comparación a las cofias de disilicato de litio IPS e.max[®] Press.

Yuksel y cols.¹²⁴ describieron resultados de discrepancia marginal similares. Las coronas de circona confeccionadas con el sistema Lava[™] presentaron valores de desajuste inferiores en comparación con las coronas de disilicato de litio IPS e.max[®] Press. Por otro lado podemos observar que en el estudio de Asavapanumas y cols.¹²⁵, las cofias de disilicato de litio confeccionadas con IPS e.max[®] Press presentaron valores de discrepancia marginal intermedios a dos grupos de circona. Las cofias de circona confeccionadas con el sistema Cercon[®] obtuvieron valores inferiores de discrepancia marginal a las cofias de disilicato del litio y, sin embargo, las cofias de Lava[™] presentaron valores de desajuste superiores.

Se puede observar que los resultados de discrepancia marginal de los diferentes estudios obtienen resultados con valores inferiores a 120 μm ^{5, 8, 86, 99, 120, 124} e incluso la mayoría de ellos presentaron valores inferiores a las 100 μm ^{5, 8, 86, 99, 124}.

Por lo tanto, al presentar discrepancias entre las 100 y 120 μm , parecen estar dentro del rango en el que muchos autores coinciden como clínicamente aceptable en relación a la longevidad de las restauraciones⁹⁴.

En relación a las coronas de circona Lava™ Plus, en el presente estudio se obtuvo un valor promedio de 39,21 μm .

Con el mismo sistema de circona, Freire y cols.⁸ en coronas monolíticas y López-Suárez y cols.⁸⁶ en puentes de tres piezas obtuvieron valores de discrepancia marginal superiores a los del presente trabajo.

Al comparar el valor promedio de discrepancia marginal obtenido en el presente estudio en las coronas monolíticas de circona Lava™ Plus con los resultados obtenidos con otros sistemas de circona podemos observar que Pimienta y cols.⁵ con el sistema Zirkonzahn®, Asavapanumas y cols.¹²⁵ con el sistema Cercon®, y Ortega y cols.¹¹⁹ con el sistema Procera® obtuvieron discrepancias marginales medias similares a las observadas en este trabajo.

Sin embargo, otros estudios obtuvieron desajustes inferiores a los obtenidos en el presente estudio. Gonzalo y cols.¹⁵ obtuvieron valores inferiores con el sistema Procera® y, un año después, con el mismo sistema, observaron en otro estudio resultados similares⁹⁴.

También se pueden observar resultados de desajuste superiores en diferentes estudios con otros sistemas de circona: Gonzalo y cols.⁹⁴ y Ortega y cols.¹¹⁹ con los sistemas Lava™ y In-Ceram® YZ; Yuksel y cols.¹²⁴ y Gonzalo y cols.¹⁵ con el sistema Lava™, Baig y cols.⁹⁹ con el sistema Cercon® Y-TZP; y Subasi y cols.¹²⁰ con el sistema Zirkonzahn®.

En relación al disilicato de litio, en el presente estudio las coronas monolíticas confeccionadas con el sistema IPS e.max® CAD presentaron un promedio de discrepancia marginal de 44,58 µm.

En publicaciones científicas que evalúan discrepancias marginales y que emplean el disilicato de litio IPS e.max® CAD para la confección de restauraciones se puede observar como Azar y cols.¹⁰⁵ y Ng. y cols.⁸⁰ en sus investigaciones presentaron desajustes similares a las del presente estudio.

Sin embargo, Freire y cols.⁸ obtuvieron valores de discrepancia marginal media inferiores en coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max® CAD al igual que Baig y cols.⁹⁹ en coronas confeccionadas del sistema IPS Empress® II.

Otros estudios como los de Alqahtani y cols.¹²¹, Dolev y cols.⁹⁸ y Abdel y cols.¹⁰², obtuvieron resultados promedios de discrepancia marginal superiores con el sistema IPS e.max® CAD.

Asavapanumas y cols.¹²⁵, Pimienta y cols.⁵ y Yuksel y cols.¹²⁴ obtuvieron discrepancias superiores con el sistema IPS e.max® Press, y Subasi y cols.¹²⁰ con el sistema IPS Empress® II.

Por lo tanto, se puede observar cómo las diferentes metodologías en relación a los métodos de medición, la presencia o ausencia de cemento, el papel del técnico de laboratorio o el número de mediciones pueden influir en el desajuste marginal⁸ dificultando la comparación de resultados entre los distintos estudios.

7.1.3. Sistemas cerámicos y grupo control

Al igual que en el presente estudio, otros trabajos^{5, 8, 99, 124} también evalúan la discrepancia marginal de sistemas cerámicos de disilicato de litio y de circonita con sistemas convencionales metal-cerámica o totalmente metálicos.

En el presente estudio se seleccionó como grupo control las coronas metal-cerámicas debido a que, a pesar del desarrollo y demanda de soluciones libres de metal, las restauraciones metal-cerámicas siguen utilizándose ampliamente y son la opción de referencia en las rehabilitaciones orales¹¹¹.

Se analizó la discrepancia marginal de las coronas cerámicas monolíticas independientemente del sistema de digitalización en comparación a las coronas convencionales metal-cerámicas.

Se rechazó la primera hipótesis nula al observar diferencias significativas entre los sistemas cerámicos monolíticos y las coronas ceramometálicas en términos de desajuste marginal. Las coronas ceramometálicas presentaron un valor promedio de discrepancia marginal de 58,25 μm significativamente superior al desajuste marginal obtenido con los sistemas cerámicos monolíticos de coronas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD con una media de 44,58 μm y de coronas circonita Lava[™] Plus con una media de 39,21 μm .

En el presente estudio, las coronas metal-cerámica presentaron un desajuste marginal superior al de las coronas totalmente cerámicas monolíticas de disilicato de litio y de zircona.

Entre los estudios^{5, 8, 99, 124} que evalúan la discrepancia marginal de sistemas cerámicos de disilicato de litio y zircona y sistemas convencionales, ninguno obtuvo resultados similares. En todos ellos el grupo convencional obtuvo diferencias de discrepancia marginal con uno de los sistemas cerámicos pero no con el otro sistema.

En relación a la zircona, al igual que en el presente estudio, Yuksel y cols.¹²⁴ obtuvieron valores de discrepancia marginal inferiores con la zircona en relación al grupo metal-cerámica. Sin embargo, Baig y cols.⁹⁹ obtuvieron valores de desajuste inferiores con el grupo control en comparación con la zircona. En otros estudios, no se observaron diferencias entre la zircona y el grupo convencional en términos de desajuste marginal^{5, 8}.

En relación al disilicato de litio, se observó una situación similar a la descrita con la zircona. Al igual que en el presente estudio, Freire y cols.⁸, obtuvieron valores inferiores de discrepancia marginal con el disilicato de litio en relación al grupo convencional.

Sin embargo, Pimienta y cols.⁵ observaron menores valores de desajuste con el grupo control. Otros estudios no observaron diferencias entre el grupo convencional y las restauraciones de disilicato de litio^{99, 124}.

Hay pocos estudios que evalúen el tamaño del efecto de las diferencias significativas observadas en las discrepancias marginales evaluadas. En ocasiones, la evaluación de la hipótesis nula podría ser insuficiente para interpretar datos, por lo que se ha recomendado analizar el tamaño del efecto⁹³.

En el presente estudio, las coronas metal-cerámicas presentaron una discrepancia marginal inferior a las coronas cerámicas monolíticas, con un tamaño del efecto de bajo a moderado.

A la hora de comparar resultados, hay que tener en cuenta que los estudios que presentan un diseño *in vitro* deben de interpretarse de forma cautelosa dado que no reflejan las condiciones clínicas reales¹⁰⁶.

7.1.4. Sistemas de digitalización

La aplicación de la tecnología CAD/CAM en la fabricación de las restauraciones está aumentando de forma importante en los últimos años⁸⁴.

La predictibilidad en el comportamiento mecánico, la alta demanda estética y una correcta adaptación marginal, son de los requerimientos más críticos en la fabricación de coronas⁵⁸.

Para obtener estas características, la tecnología CAD/CAM se ha empleado en las últimas décadas permitiendo la fabricación de coronas monolíticas estandarizadas con una composición más homogénea y con menos imperfecciones en comparación con las restauraciones tradicionales recubiertas con cerámica⁵⁸.

Hay que tener en cuenta que diferentes parámetros en los ajustes, diferentes versiones del software así como el proceso de digitalización, el procesamiento de los datos y el proceso de producción pueden afectar en el ajuste de las restauraciones CAD/CAM¹⁰⁶.

Por ello, en el presente estudio se analizó la discrepancia marginal de coronas monolíticas digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner y con el escáner extraoral Lava™ Scan ST independientemente del sistema cerámico empleado (disilicato de litio o zircona).

Se observaron diferencias significativas en la discrepancia marginal entre las coronas digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner con un promedio de 35,21 μm y las coronas digitalizadas con el escáner extraoral Lava™ Scan ST con un promedio de 48,58 μm , independientemente del sistema cerámico.

Las coronas monolíticas digitalizadas con el escáner intraoral presentaron valores inferiores de discrepancia marginal que las coronas monolíticas digitalizadas con el escáner extraoral. Al evaluar el tamaño del efecto⁹³, se observó que la diferencia en la discrepancia marginal entre el escáner intraoral True Definition Scanner y el escáner extraoral Lava™ Scan ST fue de baja a moderada.

Sin embargo, si se tiene en cuenta el sistema cerámico, no se observaron diferencias significativas en la discrepancia marginal entre ambos escáneres.

En las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max® CAD no hubo diferencias significativas en la discrepancia marginal. La digitalización con el escáner extraoral Lava™ Scan ST con una media de 49,75 μm y digitalización con el escáner intraoral True Definition Scanner con una media de 39,41 μm .

Una situación similar se observó en las coronas de circona Lava™ Plus. Las coronas digitalizadas con el escáner extraoral Lava™ Scan ST de media 47,40 μm no presentaron diferencias con las coronas digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner de media 31,01 μm , en términos de discrepancia marginal.

Por lo tanto, la segunda hipótesis nula se aceptó parcialmente dado que se observaron diferencias significativas en la discrepancia marginal entre ambos sistemas de digitalización independientemente del sistema cerámico, pero no se observaron diferencias en el desajuste entre los sistemas de digitalización en cada uno de los sistemas.

La diferencia entre los resultados obtenidos, al analizar los sistemas de digitalización de forma global y en cada uno de los sistemas cerámicos, podría deberse al tamaño muestral, siendo necesarios más estudios que evalúen los sistemas de digitalización intraoral y extraoral en coronas monolíticas de diferentes sistemas cerámicos.

En el presente estudio, las restauraciones confeccionadas con el escáner intraoral True Definition Scanner presentaron valores inferiores de desajuste en comparación con las digitalizadas con el escáner extraoral Lava™ Scan ST.

Hay pocos estudios que evalúen la discrepancia marginal entre los escáneres intraorales y extraorales o que evalúen el desajuste marginal entre dos sistemas de digitalización y dos sistemas cerámicos.

Numerosos estudios publicados en la literatura analizan la discrepancia marginal entre los escáneres intraorales y las técnicas convencionales, sin emplear la digitalización con el escáner de laboratorio^{80, 98, 102}. Otros estudios emplean el escáner extraoral para la confección de las restauraciones sobre las cuales analizan la discrepancia marginal.

Sin embargo en este tipo de estudios, al no ser el propio escáner objeto de evaluación, las comparaciones son difíciles al introducir otros factores en la investigación que pueden influir en la discrepancia marginal como son el espacio para el cemento¹⁰⁰ o las diferentes fases en la confección o la cementación¹³¹.

Debido a que en la literatura hay pocos estudios que contrasten la discrepancia marginal entre restauraciones confeccionadas con el escáner intraoral True Definition Scanner y el escáner extraoral Lava™ Scan, las comparaciones se realizaron con investigaciones que evaluaran la discrepancia marginal entre escáneres (intraorales y extraorales) y que empleasen uno de los dos sistemas utilizados en el presente estudio.

Al igual que en el presente estudio, hay autores que observaron discrepancias marginales inferiores al llevar a cabo la digitalización con un escáner intraoral.

Shembesh y cols.⁸³ observaron valores de desajuste significativamente inferiores con el escáner intraoral True Definition que con el escáner extraoral 3Shape D700 Scanner en puentes de circona. Ueda y cols.²⁶ obtuvieron resultados similares en puentes de circona digitalizados con el escáner intraoral Lava™ C.O.S., los cuales presentaron valores inferiores de discrepancia marginal en relación a los puentes digitalizados con el intraoral Lava™ Scan ST.

Sin embargo, en otros estudios publicados en la literatura, no se observaron diferencias significativas en la discrepancia marginal entre la digitalización intraoral y extraoral. En el estudio *in vivo* de Sakornwimon y cols.⁸² no encontraron diferencias de discrepancia marginal entre coronas digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner y coronas digitalizadas con el escáner de laboratorio 3Shape D900L Scanner tras la realización previa de impresiones y vaciado de los modelos.

Resultados similares obtuvieron Boeddinghaus y cols.², que tampoco encontraron diferencias significativas entre el escáner True Definition Scanner y el sistema convencional con digitalización con el escáner extraoral D700 3Shape Scanner.

En otro estudio, en este caso *in vitro*, Almeida y cols.⁸⁵, evaluaron el desajuste obtenido con el escáner extraoral Lava™ Scan ST y con el escáner intraoral Lava™ C.O.S., no encontrando tampoco diferencias significativas entre ambos escáneres.

Casi todos los sistemas muestran límites inferiores a las 120 μm^{20} y, la mayoría, obtuvieron valores inferiores a las 100 μm límites sugeridas por algunos autores para restauraciones confeccionadas con sistemas CAD/CAM¹⁹.

En el presente estudio se obtuvo un valor promedio de 35,21 μm en las restauraciones confeccionadas con el escáner intraoral True Definition Scanner, independientemente del sistema cerámico empleado.

En la literatura se pueden observar pocos estudios que evalúen la discrepancia marginal de restauraciones confeccionadas empleado el sistema True Definition Scanner.

Con el mismo sistema de digitalización, Shembesh y cols.⁸³ obtuvieron resultados de discrepancia marginal inferiores a los del presente estudio.

Sin embargo, Boeddinghaus y cols.² y Sakornwimon y cols.⁸² obtuvieron resultados de discrepancia marginal superiores a los del presente estudio. Resultados similares observaron en sus investigaciones Azar y cols.¹⁰⁵ y Ng. y cols.⁸⁰ con el sistema Lava™ C.O.S.

Tal y como se ha comentado anteriormente, hay autores que analizan la discrepancia marginal entre escáneres.

Sin embargo, como ocurre en el estudio Baig y cols.¹²², evalúan la discrepancia marginal entre operadores con diferente experiencia, por lo que al cambiar el objeto de estudio es difícil llevar a cabo comparaciones con este tipo de investigaciones.

En relación al escáner extraoral Lava™ Scan ST, en el presente estudio se obtuvo un valor promedio de 48,58 μm.

Algunos estudios publicados en la literatura evalúan la discrepancia marginal de restauraciones digitalizadas con el escáner extraoral Lava™ Scan ST^{26, 85}.

Almeida y cols.⁸⁵ obtuvieron valores promedios de discrepancia marginal ligeramente superiores a los obtenidos en el presente estudio, al igual que Ueda y cols.²⁶.

Otros estudios evalúan la discrepancia marginal entre diferentes sistemas cerámicos y, para su confección, emplean el escáner extraoral Lava™ Scan ST^{8, 86}. Los resultados de discrepancia marginal observados entre los diferentes investigadores son heterogéneos.

Hay estudios que obtienen valores de discrepancia marginal similares a los del presente como Freire y cols.⁸, que analizaron la discrepancia marginal entre coronas cerámicas monolíticas, u Ortega y cols.¹¹⁹, que analizaron el desajuste de coronas confeccionadas con diferentes sistemas de circona.

Sin embargo, otros autores como, López-Suarez y cols. en puentes de Lava™ Zirconia y Lava™ Plus⁸⁶ y Gonzalo y cols.⁹⁴ en puentes Lava™ All-Ceramic, obtuvieron valores de discrepancia marginal superiores a los del presente estudio llevando a cabo la digitalización las restauraciones con el escáner Lava™ Scan ST.

Tal y como se ha descrito anteriormente, los diferentes sistemas y metodologías varían entre los diferentes estudios dificultando la comparación de los resultados entre los estudios¹⁰⁴.

7.1.5. Grupos de estudio y grupo control

En el presente estudio se analizó la discrepancia marginal en promedio entre los diferentes grupos analizados, teniendo en cuenta el sistema cerámico y el sistema de digitalización empleados en la confección de las coronas.

Los valores de discrepancia marginal de los cuatro grupos de estudio y del grupo control se encontraron dentro de los límites clínicamente aceptados por muchos autores de entre 100 y 120 μm , en términos de longevidad⁹⁴.

Además, la discrepancia marginal obtenida en los grupos confeccionados mediante tecnología CAD/CAM presentó valores inferiores a las 80 μm propuestas para las restauraciones confeccionadas mediante tecnología CAD/CAM⁹⁵.

Las coronas monolíticas de circona monolítica Lava™ Plus confeccionadas con el escáner intraoral True Definition Scanner presentaron diferencias significativas en términos de discrepancia marginal con las coronas monolíticas de disilicato de litio monolíticas IPS e.max® CAD confeccionadas con el escáner extraoral Lava™ Scan y con las coronas metal-cerámica.

El tamaño del efecto entre las discrepancias observadas fue de medio a ligeramente alto, según los límites de Ferguson⁹³. No hubo diferencias de discrepancia entre el resto de los grupos.

Debido a que en la literatura hay pocos estudios publicados que evalúen la discrepancia marginal de dos sistemas cerámicos distintos y dos sistemas de digitalización diferentes, las comparaciones se hicieron grupo a grupo.

Para el grupo de coronas monolíticas Lava™ Plus digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner, en el presente estudio se obtuvo el menor valor de discrepancia marginal, con una media de 31,01 μm .

Sakornwimon y cols.⁸² evaluaron *in vivo* la discrepancia marginal de coronas monolíticas de circona Lava™ Plus digitalizadas con el escáner True Definition y obtuvieron valores superiores a los del presente trabajo.

Las diferencias entre los resultados podrían estar relacionadas con el diseño de la metodología.

La digitalización del presente estudio, al emplear un dispositivo, disminuye la intervención del operador buscando una situación estandarizada y reproducible. Sin embargo, este planteamiento no simula las condiciones clínicas que el estudio *in vivo* de Sakornwimon y cols.⁸² muestran.

En el estudio *in vitro* de Shembesh y cols.⁸³ evalúan la discrepancia marginal de puentes de circona digitalizados con el escáner intraoral True Definition Scanner y obtuvieron resultados similares a los del presente estudio.

Sin embargo, Boeddinghaus y cols.² en un estudio *in vivo* con el mismo escáner observaron valores superiores de discrepancia marginal.

El segundo grupo que presentó menores valores de discrepancia marginal fueron las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner, obteniendo un valor promedio de 39,41 μm .

En la literatura se pueden observar trabajos que, en restauraciones confeccionadas con IPS e.max[®] CAD, obtuvieron valores de desajuste marginal similares a los del presente estudio como Azar y cols.¹⁰⁵ con el escáner Cerec Omnicam[®], o ligeramente superiores como Ng y cols.⁸⁰ con el escáner intraoral Lava[™] C.O.S.

Sin embargo otros estudios, obtuvieron para el sistema IPS e.max[®] CAD valores de discrepancia marginal superiores como Dolev y cols.⁹⁸ con el sistema Cerec Omnicam[®], Abdel y cols.¹⁰² con los sistemas iTero[®] y Lava[™] C.O.S, y Zelner y cols.¹³² con Cerec Bluecam[®], Lava[™] C.O.S e iTero[®].

El valor promedio de discrepancia marginal obtenido con las coronas de circona monolítica Lava[™] Plus digitalizadas con el escáner extraoral Lava[™] Scan ST fue de 47,40 μm .

En la literatura se encontraron pocos estudios que evaluaran restauraciones confeccionadas con el sistema de circona Lava[™] Plus digitalizadas con el escáner extraoral Lava[™] Scan ST.

Freire y cols.⁸ en coronas monolíticas y López-Suarez y cols.⁸⁶ en puentes de circona Lava[™] Plus, digitalizadas con el escáner extraoral Lava[™] Scan ST, obtuvieron valores de discrepancia marginal superiores a los del presente estudio.

Con el mismo escáner pero con otros sistemas cerámicos de circona, Gonzalo y cols.⁹⁴ en puentes de 3 piezas y Ueda y cols. en puentes de 4 piezas²⁶, obtuvieron valores superiores de discrepancia marginal.

En relación al desajuste obtenido con otros sistemas cerámicos de circona y otros escáner extraorales, Gonzalo y cols.⁹⁴ en puentes de 3 piezas digitalizadas con el escáner Cerec inEos[®] y Shembesh y cols.⁸³ en puentes de circona digitalizados con el escáner extraoral D700 3Shape[®] Scanner, obtuvieron resultados similares a los del presente estudio.

Sakornwimon y cols.⁸², en coronas de circona confeccionadas mediante la técnica convencional y digitalizadas con el escáner extraoral D900L 3Shape[®] Scanner, obtuvieron valores ligeramente superiores al del presente estudio.

Sin embargo, como Pimienta y cols.⁵ en cofias de circona digitalizadas con el sistema ZirkonZahn[®] S600 Scanner o Gonzalo y cols.⁹⁴ en puentes de 3 piezas empleando el escáner Procera[®] Forte, obtuvieron discrepancias inferiores.

Las restauraciones monolíticas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD digitalizadas con el escáner extraoral Lava[™] Scan ST fueron las que presentaron mayores valores de discrepancia marginal con un promedio de 49,75 μm .

Hay pocos estudios en la literatura que evalúen la discrepancia marginal de restauraciones de disilicato monolíticas digitalizadas con escáner extraoral. Freire y cols.⁸ obtuvieron una discrepancia marginal inferior a la obtenida en el presente estudio. Las diferencias en la discrepancia a pesar de utilizar el mismo sistema cerámico y el mismo escáner, tal y como se ha comentado anteriormente, podrían estar relacionadas con las diferentes metodologías empleadas en los estudios.

Estos resultados contrastan con los obtenidos en el estudio *in vivo* Zeltner y cols.¹³² que obtuvieron una discrepancia marginal media superior en coronas monolíticas del mismo sistema digitalizadas con el sistema extraoral Cerec® inLab.

7.1.6. Superficie vestibular y lingual

Hay pocos estudios que evalúen la discrepancia marginal entre las diferentes superficies de las restauraciones^{8, 30}, existiendo además una gran diferencia en las metodologías empleadas³⁰. Los resultados de desajuste marginal entre las superficies vestibular y lingual son controvertidos entre las distintas investigaciones.

Diferentes estudios publicados en la literatura no encontraron diferencias de discrepancia marginal entre las superficies vestibular y lingual^{15, 24, 86, 119, 133}.

Sin embargo, también hay estudios que de forma general no observaron diferencias entre las superficies vestibular y lingual, pero si en alguno de los grupos de estudio^{8, 94}.

En el presente estudio no se observaron diferencias entre la superficie vestibular y lingual (promedio superficie vestibular vs. promedio superficie lingual) a nivel global (43,65 μm vs. 46,69 μm) en las coronas digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner (33,81 μm vs. 36,61 μm), en las coronas digitalizadas con el escáner extraoral Lava™ Scan ST (45,43 μm vs. 51,72 μm), en las coronas de disilicato de litio IPS e.max® CAD (41,30 μm vs. 47,86 μm) o en las coronas de circonita Lava™ Plus (37,94 μm vs. 40,48 μm).

Tampoco se observaron diferencias entre las superficies vestibular y lingual en el grupo control de coronas metal-cerámicas (57,75 μm vs. 56,74 μm).

Dentro de los grupos de estudio, no se observaron diferencias entre ambas superficies en las coronas monolíticas de circonita Lava™ Plus digitalizadas con el escáner extraoral Lava™ Scan ST (48,74 μm vs. 46,06 μm) ni en las coronas monolíticas de disilicato de litio IPS e.max® CAD digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner (40,49 μm vs. 38,33 μm).

Sin embargo, en las coronas monolíticas de circonita Lava™ Plus digitalizadas con el escáner intraoral True Definition Scanner (27,14 μm vs. 34,89 μm), la superficie vestibular presentó una discrepancia marginal inferior a la superficie lingual.

Una situación similar se observó en las coronas de disilicato de litio IPS e.max® CAD digitalizadas con el escáner extraoral Lava™ Scan ST (42,11 μm vs. 57,39 μm), en las cuales la superficie vestibular presentó menor desajuste que la superficie lingual.

Por lo tanto, se aceptó parcialmente la tercera hipótesis nula, ya que en la mayoría de las evaluaciones no hubo diferencias significativas entre las superficies vestibular y lingual.

Sin embargo, en dos de los grupos de estudio si se observaron diferencias en la discrepancia marginal entre ambas superficies.

De forma global, al igual que en el presente estudio, otras investigaciones tampoco observaron diferencias significativas en la discrepancia marginal global entre las superficies vestibular y lingual^{8, 94}.

A diferencia del presente estudio, en el cual no se observaron diferencias significativas entre las superficies lingual y vestibular en las coronas de disilicato de litio IPS e.max[®] CAD digitalizadas digitalizadas con escáner intraoral, Ng y cols.⁸⁰ observaron valores inferiores en la superficie lingual en relación con el resto de superficies evaluadas incluida la superficie vestibular.

Al igual que en el presente estudio, otros publicados en la literatura^{8, 15, 86} tampoco obtuvieron diferencias significativas entre las superficies vestibular y lingual en restauraciones de circonita digitalizadas con el escáner extraoral. Sin embargo, Gonzalo y cols.⁹⁴ evaluaron tres sistemas de circonita digitalizados con escáneres extraorales y los resultados que obtuvieron fueron heterogéneos. Al analizar la discrepancia marginal entre superficies en los puentes cementados solo un grupo presentó diferencias entre las superficies.

En relación al grupo metal-cerámica, en el presente estudio no se observaron diferencias entre las superficies vestibular y lingual. Resultados similares se observaron en otras investigaciones publicadas^{8, 86, 94}.

En relación a las coronas monolíticas de disilicato de litio digitalizadas con el escáner extraoral, hay pocos estudios que evalúen la discrepancia marginal entre superficies y los resultados son contradictorios.

Freire y cols.⁸ a diferencia del presente estudio, observaron que la superficie lingual presentó valores inferiores de discrepancia marginal en relación a la superficie vestibular. Por otro lado Asavapanumas y cols.¹²⁵, no observaron diferencias significativas entre las superficies.

Debido a los pocos estudios que analizan el desajuste marginal entre superficies, son necesarios más estudios para clarificar esta discrepancia.

Es difícil comparar resultados entre los diversos estudios debido a las discrepancias metodológicas: diferentes modelos de estudio, distintos tamaños muestrales, diferentes líneas de terminación o presencia o ausencia de cemento¹⁰⁹.

Hay que tener en cuenta que el presente estudio presenta una serie de limitaciones. Tal y como se ha comentado, al ser un estudio *in vitro*, no refleja la realidad clínica, ya que la discrepancia marginal puede estar influenciada por la preparación, la técnica de impresión y el cementado. Por lo tanto son necesarias más investigaciones que analicen los diferentes factores que pueden influir en el sellado marginal de las coronas monolíticas, así como investigaciones clínicas que validen estos resultados.

8. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio *in vitro*, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1. Los valores de discrepancia marginal de las coronas cerámicas monolíticas y metal-cerámica evaluadas están dentro de los límites clínicamente aceptados.
2. Se observaron diferencias en la discrepancia marginal entre los sistemas cerámicos evaluados y el grupo metal-cerámica, pero no entre ambos sistemas cerámicos, independientemente del sistema de escaneado.
3. Independientemente del sistema cerámico evaluado, las restauraciones confeccionadas con el sistema de digitalización intraoral (True Definition Scanner), presentaron valores de discrepancia marginal inferiores a las restauraciones confeccionadas con el sistema de digitalización extraoral (Lava™ Scan ST).
4. No se observaron diferencias en la discrepancia marginal entre ambos sistemas de digitalización para ninguno de los sistemas cerámicos evaluados.
5. Existieron diferencias entre los grupos de estudio y con el grupo control, presentando las coronas monolíticas Lava™ Plus confeccionadas con el escáner True Definition Scanner, valores de discrepancia marginal inferiores a las coronas monolíticas IPS e.max® CAD confeccionadas con el escáner Lava™ Scan ST y con el grupo control metal-cerámica.

6. No existieron diferencias entre las superficies vestibular y lingual en ninguno de los grupos analizados independientemente del sistema de escaneado, ni entre ambos sistemas de escaneado independientemente del material.

7. Se observaron diferencias entre las superficies vestibular y lingual en las coronas de circonita monolítica digitalizadas con el escáner intraoral y las coronas de disilicato de litio monolíticas digitalizadas con el escáner extraoral.

9. BIBLIOGRAFÍA

1. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am* 2011;55:559-70.
2. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wostmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 2015;19:2027-34.
3. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry IL, Thomas GW, et al. Internal fit of pressed and computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthet Dent* 2015;113:304-9.
4. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 2013;109:121-8.
5. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent* 2015;114:223-8.
6. Pelaez J, Cogolludo P, Serrano B. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2012;25:451-8.
7. Martínez-Rus F, Pradés G, Suárez MJ, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE* 2007;12:253-63.
8. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The marginal fit of CAD/CAM monolithic ceramic and metal-ceramic crowns. *J Prosthodont* Feb 2017. doi: 10.1111/jopr.12590. [Epub ahead of print].
9. Rodriguez V, Castillo-Oyague R, Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Suarez-Garcia MJ. fracture load before and after veneering zirconia posterior fixed dental prostheses. *J Prosthodont* 2016;25:550-6.
10. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barbera M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. *J Prosthodont* 2012;21:291-5.
11. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *J Prosthet Dent* 2014;112:155-62.
12. Gascón F, Gil J, Fons A, Badal R. Análisis experimental de dos líneas de terminación en restauraciones ceramometálicas. *Av Odontoestomatol* 1990;6:525-30.
13. Solá MF, Labaig C, Martínez A, Mañes J. Estudio comparativo "in vitro" de ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. *Soprodent* 1993;9:67-70.
14. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013;110:447-54.e10.
15. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008;21:398-9.
16. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2009;22:374-7.
17. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Oper Dent* 2011;36:72-9.
18. Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont* 2013;22:36-41.
19. Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR. Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101:239-47.

20. McLean J, von Fraunhofer J. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-11.
21. Martinez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradies G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2011;105:108-14.
22. Bhowmik H, Parkhedkar R. A comparison of marginal fit of glass infiltrated alumina copings fabricated using two different techniques and the effect of firing cycles over them. *J Adv Prosthodont* 2011;3:196-203.
23. Anami LC, Pereira CA, Guerra E, Assuncao e Souza RO, Jorge AO, Bottino MA. Morphology and bacterial colonisation of tooth/ceramic restoration interface after different cement excess removal techniques. *J Dent* 2012;40:742-9.
24. Suárez M, Gonzalez de Villaumbrosia PP, G., Lozano J. Comparison of the marginal fit of prodera allceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003;16:229.
25. Salido MP, Suárez MJ, Pradies G, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. *Rev Int Protes Estomatol* 2000;2:225-32.
26. Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig* 2016;20:283-9.
27. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-8.
28. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64:18-24.
29. Ha SJ, Cho JH. Comparison of the fit accuracy of zirconia-based prostheses generated by two CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont* 2016;8:439-48.
30. Ortega, R. Análisis del ajuste marginal y el ajuste interno en sistemas CAD/CAM de óxido de circonio. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2013.
31. An S, Kim S, Choi H, Lee JH, Moon HS. Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent* 2014;112:1171-5.
32. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 2013;29:174-80.
33. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 2008;35:116-22.
34. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent* 2014;8:437-44.
35. Gomez-Cogolludo P, Castillo-Oyague R, Lynch CD, Suarez-Garcia MJ. Effect of electric arc, gas oxygen torch and induction melting techniques on the marginal accuracy of cast base-metal and noble metal-ceramic crowns. *J Dent* 2013;41:826-31.
36. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancope K, Davi LR, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent* 2014;112:1134-40.
37. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011;27:1119-26.
38. Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent* 2014;42:677-83.
39. Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. *Int J Prosthodont* 2012;25:170-2.

40. Oyague RC, Sanchez-Jorge MI, Sanchez Turrion A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. *Odontology* 2010;98:170-2.
41. Álvarez-Fernández MA, Peña-López JM, González-González IR, Olay-García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE* 2003;8:525-46.
42. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:84-96.
43. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996;75:18-32.
44. Suárez MJ, López Lozano JFL, Salido MP, Serrano B. Coronas de recubrimiento total cerámicas. Criterios de selección. *Rev Eur Odontoestomatol* 1999;11:249-58.
45. Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annu Rev Mater Sci* 1997;27:443-68.
46. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont* 2015;28:227-35.
47. Romeo, M. Estudio comparativo de ajustes en prótesis fija cerámica entre sistemas CAD/CAM e inyectado. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2010.
48. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2014;112:22-30.
49. Caparoso C, Duque JA. Cerámicas y sistemas para restauraciones CAD-CAM: una revisión. *Rev Fac Odontol Univ Antioq* 2010;22:88-108.
50. Lopez-Suarez, C. Puentes posteriores de zircona monolítica y con recubrimiento: evaluación de la resistencia a la fractura. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2014.
51. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017;31(suppl 1):e58.
52. Agustin-Panadero R, Roman-Rodriguez JL, Ferreiroa A, Sola-Ruiz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *J Clin Exp Dent* 2014;6:e66-73.
53. Hmaidouch R, Muller WD, Lauer HC, Weigl P. Surface roughness of zirconia for full-contour crowns after clinically simulated grinding and polishing. *Int J Oral Sci* 2014;6:241-6.
54. Ferrari M, Vichi A, Zarone F. Zirconia abutments and restorations: from laboratory to clinical investigations. *Dent Mater* 2015;31:e63-76.
55. Zhang Y LJJ-W, Srikanth R, Lawn B. R. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater J* 2013;29:1201-8.
56. Hamza TA, Sherif RM. Fracture resistance of monolithic glass-ceramics versus bilayered zirconia-based restorations. *J Prosthodont* 2017. doi: 10.1111/jopr.12684 [Epub ahead of print].
57. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol Scand* 2014;72:145-53.
58. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvea CVD, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *J Prosthodont* 2018. doi: 10.1111/jopr.12964. [Epub ahead of print].
59. Ahlholm P, Sipila K, Vallittu P, Jakonen M, Kotiranta U. Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: a review. *J Prosthodont* 2018;27:35-41.

60. Abdel-Azim T, Zandinejad A, Elathamna E, Lin W, Morton D. The influence of digital fabrication options on the accuracy of dental implant-based single units and complete-arch frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:1281-8.
61. Duret F, Blouin J-L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1988;117:715-20.
62. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28:44-56.
63. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:97-106.
64. Zarauz, C. Estudio comparativo "in vivo" de un sistema de impresión convencional con elastómeros vs. un sistema de impresión digital (iTero). [Trabajo Fin de Máster. Máster en Ciencias Odontológicas]. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2012.
65. Rekow D. Computer-aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of the art. *J Prosthet Dent* 1987;58:512-6.
66. Prithviraj DR, Bhalla HK, Vashisht R, Sounderraj K, Prithvi S. Revolutionizing restorative dentistry: an overview. *J Indian Prosthodont Soc* 2014;14:333-43.
67. Ting-Shu S, Jian S. Intraoral digital impression technique: a review. *J Prosthodont* 2015;24:313-21.
68. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 2016;60:72-84.
69. Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 2012;23:e575-9.
70. Vandeweghe S, Vervack V, Vanhove C, Dierens M, Jimbo R, De Bruyn H. Accuracy of Optical Dental Digitizers: An In Vitro Study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2015;35:115-21.
71. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreira A, Pradies G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig* 2016;20:2403-10
72. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng* 2017;2017:8427595.
73. Giménez, B. Estudio in vitro de diversos factores clínicos que influyen en la precisión y comportamiento de uso de seis escáneres intra-orales con distinta tecnología en impresiones sobre múltiples implantes. [Tesis Doctoral]. Madrid: Facultad de Odontología, Universidad Complutense de Madrid; 2018.
74. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng* 2014;54:203-21.
75. Limkangwalmongkol P, Kee E, Chiche GJ, Blatz MB. Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera Alumina crowns. *J Prosthodont* 2009;18:162-6.
76. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 2010;38:553-9.
77. de Paula Silveira AC, Chaves SB, Hilgert LA, Ribeiro AP. Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. *J Prosthet Dent* 2017;Mar;117:386-392
78. Alfaro DP, Ruse ND, Carvalho RM, Wyatt CC. Assessment of the internal fit of lithium disilicate crowns using Micro-CT. *J Prosthodont* 2015;24:381-6.

79. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann H, Reich S. Intraoral scanning systems – a current overview. *Int J Comput Dent* 2015;18:101-29.
80. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 2014;112:555-60
81. Karl M. In vitro studies on CAD/CAM restorations fabricated with Procera technology: an overview. *Quintessence Int* 2015;46:561-74.
82. Sakornwimon N, Leevailoj C. Clinical marginal fit of zirconia crowns and patients' preferences for impression techniques using intraoral digital scanner versus polyvinyl siloxane material. *J Prosthet Dent* 2017;118:386-91.
83. Shembesh M, Ali A, Finkelman M, Weber HP, Zandparsa R. An in vitro comparison of the marginal adaptation accuracy of CAD/CAM restorations using different impression systems. *J Prosthodont* 2017;26:581-6.
84. Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 2013;17:1201-8.
85. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araujo E, Stimmelmayer M, Vieira LC, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 2014;18:515-23.
86. Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Serrano B, Suarez MJ. Marginal vertical discrepancies of monolithic and veneered zirconia and metal-ceramic three-unit posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2016;29:256-8.
87. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health* 2017;17:149.
88. Peláez J, Cogolludo PG, Serrano B, Lozano JFL, Suárez MJ. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: Three-year clinical results. *J Prosthet Dent* 2012;107:373-9.
89. Technical Specifications 3M™ True Definition Scanner. 2015. 3M™ ESPE™, 3M Oral Care, St. Paul, MN, USA. <https://multimedia.3m.com/mws/media/919861O/3m-true-definition-scanner-technical-specifications.pdf>
90. Scientific Documentation IPS e.max® CAD. 2011. Ivoclar Vivadent, Scientific Services, Liechtenstein.
91. Technical Data Sheet RelyX™ Unicem 2 Automix. 2010. 3M™ ESPE™, Dental Products, St. Paul, MN, USA. <https://multimedia.3m.com/mws/media/669183O/relyxtm-unicem-2-automix-self-adhesive-resin-cement.pdf>.
92. Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83:40-9
93. Ferguson CJ. An effect size primer: A guide for clinicians and researchers. *Prof Psychol Res Pract* 2009;40:532-8.
94. Gonzalo E, Suárez M, Serrano B, Lozano J. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent* 2009;102:378-84.
95. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 2014;41:853-74.
96. Lenhard, W. & Lenhard, A. (2016). Calculation of Effect Sizes. available: https://www.psychometrica.de/effect_size.html. Dettelbach (Germany): Psychometrica DOI: 10.13140/RG.2.1.3478.4245.

97. Morales Vallejo, P. El tamaño del efecto (effect size): análisis complementarios al contraste de medias. 2012 [Consulta: 03 de julio de 2018].
98. Dolev E, Bitterman Y, Meiorowitz A. Comparison of marginal fit between CAD-CAM and hot-press lithium disilicate crowns. *J Prosthet Dent* June 2018. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.03.035. [Epub ahead of print.]
99. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent* 2010;104:216-27.
100. Kale E, Seker E, Yilmaz B, Ozcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2016;116:890-5.
101. Nordahl N, Vult von Steyern P, Larsson C. Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *J Oral Sci* 2015;57:255-61.
102. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent* 2015;114:554-9.
103. Chochlidakis KM, Papaspyridakos P, Geminiani A, Chen CJ, Feng IJ, Ercoli C. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent* 2016;116:184-90 e12.
104. Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig* 2016;20:799-806.
105. Azar B, Eckert S, Kunkela J, Ingr T, Mounajjed R. The marginal fit of lithium disilicate crowns: Press vs. CAD/CAM. *Braz Oral Res* 2018;32:e001.
106. Hamza TA, Sherif RM. In vitro evaluation of marginal discrepancy of monolithic zirconia restorations fabricated with different CAD-CAM systems. *J Prosthet Dent* 2017;117:762-6.
107. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37:866-76.
108. Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martinez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent* 2015;43:201-8.
109. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont* 2013;22:419-28.
110. Anunmana C, Charoenchitt M, Asvanund C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont* 2014;6:253-8.
111. de Almeida JGDSP, Guedes CG, Abi-Rached FO, Trindade FZ, Fonseca RG. Marginal fit of metal-ceramic copings: effect of luting cements and tooth preparation design. *J Prosthodont Dec* 2017. doi: 10.1111/jopr.12685. [Epub ahead of print]
112. Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L. Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2012;6:42-8.
113. Dal Piva A, Contreras L, Ribeiro FC, Anami LC, Camargo S, Jorge A, et al. Monolithic ceramics: effect of finishing techniques on surface properties, bacterial adhesion and cell viability. *Oper Dent* 2018;43:315-25.
114. Gu X, Kern M. Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: Influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 2003;16:109-116.
115. Ates SM, Yesil Duymus Z. Influence of tooth preparation design on fitting accuracy of CAD-CAM based restorations. *J Esthet Restor Dent* 2016;28:238-46.

116. Aranda Yus E, Cantarell JMA, Minarro Alonso A. Comparison of the marginal fit of milled yttrium stabilized zirconium dioxide crowns obtained by scanning silicone impressions and by scanning stone replicas. *J Adv Prosthodont* 2018;10:236-44.
117. Yeo IS, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2003;90:459-64.
118. Lee KB, Park CW, Kim KH. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J* 2008;27:422-6.
119. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Suarez MJ. Marginal and internal discrepancies of posterior zirconia-based crowns fabricated with three different CAD/CAM systems versus metal-ceramic. *Int J Prosthodont* 2015;28:509-11.
120. Subasi G, Ozturk N, Inan O, Bozogullari N. Evaluation of marginal fit of two all-ceramic copings with two finish lines. *Eur J Dent* 2012;6:163-8.
121. Alqahtani F, Flinton R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2014;112:299-305.
122. Baig MR, Gonzalez MA, Abu Kasim NH, Abu Kassim NL, Farook MS. Effect of operators' experience and cement space on the marginal fit of an in-office digitally produced monolithic ceramic crown system. *Quintessence Int* 2016;47:181-91.
123. Riccitiello F, Amato M, Leone R, Spagnuolo G, Sorrentino R. In vitro evaluation of the marginal fit and internal adaptation of zirconia and lithium disilicate single crowns: micro-CT comparison between different manufacturing procedures. *Open Dent J* 2018;22:160-72.
124. Yuksel E, Zaimoglu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res* 2011;25:261-6.
125. Asavapanumas C, Leevailoj C. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent* 2013;109:227-33.
126. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent* 2015;24:291-5.
127. Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle C. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 2008;116:272-9.
128. Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand* 2008;66:214-8.
129. Albert F, El-Mowafy O. Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004;17:529-35.
130. Borges GA, Faria JS, Agarwal P, Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Miranzi BA. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Oper Dent* 2012;37:641-9.
131. Kale E, Yilmaz B, Seker E, Ozcelik TB. Effect of fabrication stages and cementation on the marginal fit of CAD-CAM monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2017;118:736-41.
132. Zeltner M, Sailer I, Muhlemann S, Ozcan M, Hammerle CH, Benic GI. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part III: marginal and internal fit. *J Prosthet Dent* 2017;117:354-62.
133. Boening K, Wolf B, Schmidt A. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:419-24.

10. ANEXOS

Estadísticos^a

		V	L	V_L	Global_V_L
N	Válido	10	10	10	10
	Perdidos	0	0	0	0
Media		59,7560	56,7400	3,0100	58,2500
Error estándar de la media		5,99807	4,07708	8,04596	3,18064
Desv. Desviación		18,96756	12,89286	25,44355	10,05806
Mínimo		35,32	34,22	-29,50	44,94
Máximo		94,55	72,20	60,30	76,73
Percentiles	25	45,7375	43,9750	-18,6750	47,4800
	50	54,5700	58,4200	3,3500	58,3000
	75	78,9950	67,0850	12,9000	65,3800

a. GRUPOD = MC

Estadísticos^a

		V	L	V_L	Global_V_L
N	Válido	20	20	20	20
	Perdidos	0	0	0	0
Media		41,3055	-47,8610	-6,5575	44,5845
Error estándar de la media		3,91911	3,57227	3,88433	3,20730
Desv. Desviación		17,52680	15,97570	17,37126	14,34348
Mínimo		15,93	20,65	-36,12	20,83
Máximo		74,84	77,25	17,72	71,07
Percentiles	25	29,4800	39,3475	-21,6575	37,1375
	50	36,7500	50,2500	-5,5950	46,4350
	75	53,6875	58,9000	9,9425	50,0250

a. Grupo_mecanico = DM

Estadísticos^a

		V	L	V_L	Global_V_L
N	Válido	20	20	20	20
	Perdidos	0	0	0	0
Media		37,9430	40,4810	-2,5385	39,2125
Error estándar de la media		5,04849	3,85789	2,12310	4,36573
Desv. Desviación		22,57752	17,25300	9,49481	19,52414
Mínimo		13,19	8,41	-14,72	11,49
Máximo		97,58	84,66	14,97	91,12
Percentiles	25	21,9375	31,4950	-9,8975	26,6675
	50	29,5050	35,9450	-5,6350	33,3400
	75	46,3350	50,5425	7,4700	50,9775

a. Grupo_mecanico = CM

Estadísticos^a

		V	L	V_L	Global_V_L
N	Válido	20	20	20	20
	Perdidos	0	0	0	0
Media		45,4315	51,7290	-6,3000	48,5815
Error estándar de la media		4,79124	3,60927	3,82187	3,78688
Desv. Desviación		21,42706	16,14117	17,09194	16,93546
Mínimo		18,23	24,58	-36,12	21,40
Máximo		97,58	84,66	14,97	91,12
Percentiles	25	29,4600	37,3175	-21,6575	36,7625
	50	39,4600	51,8350	-5,2950	48,6200
	75	55,1475	64,9525	9,7025	60,0275

a. Tecnica = E

Estadísticos^a

		V	L	V_L	Global_V_L
N	Válido	20	20	20	20
	Perdidos	0	0	0	0
Media		33,8170	36,6130	-2,7960	35,2155
Error estándar de la media		3,82601	3,16826	2,25629	3,32626
Desv. Desviación		17,11043	14,16888	10,09044	14,87548
Mínimo		13,19	8,41	-14,72	11,49
Máximo		72,04	61,19	17,72	64,21
Percentiles	25	21,8550	23,4625	-11,2675	22,5350
	50	27,4800	36,4850	-5,6350	30,2200
	75	44,7175	46,3725	5,5150	44,0475

a. Tecnica = I

Estadísticos^a

		V	L	V_L	Global_V_L
N	Válido	10	10	10	10
	Perdidos	0	0	0	0
Media		42,1170	57,3900	-15,2780	49,7550
Error estándar de la media		5,03661	3,55646	5,85708	3,22868
Desv. Desviación		15,92715	11,24652	18,52171	10,20998
Mínimo		21,34	42,29	-36,12	36,50
Máximo		74,84	77,25	12,75	71,07
Percentiles	25	30,3275	47,6650	-30,1700	42,6350
	50	36,7500	56,5950	-20,9750	48,7100
	75	55,0825	66,9350	8,4125	52,7850

a. GRUPOD = EDM

Estadísticos^a

		V	L	V_L	Global_V_L
N	Válido	10	10	10	10
	Perdidos	0	0	0	0
Media		48,7460	46,0680	2,6780	47,4080
Error estándar de la media		8,31362	5,93568	3,07495	7,05821
Desv. Desviación		26,28999	18,77028	9,72385	22,32003
Mínimo		18,23	24,58	-11,09	21,40
Máximo		97,58	84,66	14,97	91,12
Percentiles	25	27,0200	32,9625	-7,1725	30,7375
	50	43,7200	38,2050	5,4700	39,3650
	75	73,7750	60,1050	10,5575	66,9450

a. GRUPOD = ECM

Estadísticos^a

		V	L	V_L	Global_V_L
N	Válido	10	10	10	10
	Perdidos	0	0	0	0
Media		40,4940	38,3320	2,1630	39,4140
Error estándar de la media		6,27194	4,58844	3,53558	5,20267
Desv. Desviación		19,83362	14,50992	11,18048	16,45228
Mínimo		15,93	20,65	-12,90	20,83
Máximo		72,04	56,38	17,72	64,21
Percentiles	25	22,2075	21,9800	-10,7925	21,8800
	50	38,7750	39,6950	2,8850	41,1000
	75	55,0575	54,1175	11,8650	53,2550

a. GRUPOD = IDM

Estadísticos^a

		V	L	V_L	Global_V_L
N	Válido	10	10	10	10
	Perdidos	0	0	0	0
Media		27,1400	34,8940	-7,7550	31,0170
Error estándar de la media		3,54428	4,54661	1,87871	3,96607
Desv. Desviación		11,20799	14,37764	5,94100	12,54180
Mínimo		13,19	8,41	-14,72	11,49
Máximo		46,47	61,19	6,15	53,83
Percentiles	25	19,7950	25,7050	-12,0725	22,5800
	50	23,9000	35,0900	-8,9300	29,7100
	75	39,7275	44,6850	-5,3950	42,2025

a. GRUPOD = ICM

Estadísticos

V_L

N	Válido	50
	Perdidos	0
Media		-3,0364
Error estándar de la media		2,38115
Desv. Desviación		16,83728
Mínimo		-36,12
Máximo		60,30
Percentiles	25	-13,0775
	50	-5,1700
	75	9,2000

Pruebas de normalidad

GRUPO	POD	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	MC	,192	10	,200*	,930	10	,446
	ECM	,161	10	,200*	,930	10	,450
	EDM	,216	10	,200*	,930	10	,452
	IDM	,141	10	,200*	,916	10	,324
	ICM	,284	10	,022	,887	10	,156
L	MC	,151	10	,200*	,933	10	,482
	ECM	,227	10	,154	,902	10	,231
	EDM	,137	10	,200*	,963	10	,824
	IDM	,166	10	,200*	,878	10	,125
	ICM	,143	10	,200*	,979	10	,962
V_L	MC	,183	10	,200*	,914	10	,308
	ECM	,205	10	,200*	,902	10	,232
	EDM	,285	10	,021	,833	10	,036
	IDM	,169	10	,200*	,927	10	,423
	ICM	,205	10	,200*	,885	10	,147
Global_V_L	MC	,154	10	,200*	,957	10	,746
	ECM	,210	10	,200*	,922	10	,371
	EDM	,304	10	,009	,883	10	,141
	IDM	,189	10	,200*	,894	10	,190
	ICM	,210	10	,200*	,964	10	,827

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Grupo_mecanico		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	MC	,192	10	,200*	,930	10	,446
	CM	,186	20	,070	,864	20	,009
	DM	,138	20	,200*	,936	20	,199
L	MC	,151	10	,200*	,933	10	,482
	CM	,168	20	,139	,946	20	,310
	DM	,096	20	,200*	,959	20	,517
V_L	MC	,183	10	,200*	,914	10	,308
	CM	,221	20	,011	,892	20	,030
	DM	,142	20	,200*	,927	20	,135
Global_V_L	MC	,154	10	,200*	,957	10	,746
	CM	,167	20	,144	,914	20	,076
	DM	,149	20	,200*	,943	20	,276

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Pruebas de normalidad

Tecnica		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	E	,146	20	,200*	,918	20	,089
	I	,202	20	,032	,889	20	,026
L	E	,082	20	,200*	,979	20	,918
	I	,095	20	,200*	,974	20	,842
V_L	E	,191	20	,055	,903	20	,047
	I	,176	20	,107	,904	20	,048
Global_V_L	E	,175	20	,111	,954	20	,431
	I	,169	20	,135	,952	20	,391

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V_L	,073	50	,200*	,939	50	,012

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Factores inter-sujetos

		Etiqueta de valor	N
Grupo_mecanico	2	CM	20
	3	DM	20
Tecnica	1	E	20
	2	I	20

Prueba de igualdad de Levene de varianzas de error^a

Global_V_L

F	df1	df2	Sig.
3,247	3	36	,033

Prueba la hipótesis nula que la varianza de error de la variable dependiente es igual entre grupos.

a. Diseño : Interceptación + Grupo_mecanico + Tecnica + Grupo_mecanico * Tecnica

Pruebas de efectos inter-sujetos

Global_V_L

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	2166,590 ^a	3	722,197	2,804	,054
Intersección	70219,372	1	70219,372	272,590	,000
Grupo_mecanico	288,584	1	288,584	1,120	,297
Tecnica	1786,500	1	1786,500	6,935	,012
Grupo_mecanico * Tecnica	91,506	1	91,506	,355	,555
Error	9273,617	36	257,600		
Total	81659,579	40			
Total corregido	11440,207	39			

a. R al cuadrado = ,189 (R al cuadrado ajustada = ,122)

Factores inter-sujetos

		Etiqueta de valor	N
Grupo_mecanico	2	CM	20
	3	DM	20
Tecnica	1	E	20
	2	I	20

Prueba de igualdad de Levene de varianzas de error^a

Global_V_L

F	df1	df2	Sig.
2,744	3	36	,057

Prueba la hipótesis nula que la varianza de error de la variable dependiente es igual entre grupos.

a. Diseño : Interceptación + Grupo_mecanico + Tecnica

Pruebas de efectos inter-sujetos

Global_V_L

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	2075,083 ^a	2	1037,542	4,099	,025
Intersección	70219,372	1	70219,372	277,425	,000
Grupo_mecanico	288,584	1	288,584	1,140	,293
Tecnica	1786,500	1	1786,500	7,058	,012
Error	9365,123	37	253,111		
Total	81659,579	40			
Total corregido	11440,207	39			

a. R al cuadrado = ,181 (R al cuadrado ajustada = ,137)

Prueba de homogeneidad de varianzas

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Global_V_L Se basa en la media	1,789	2	47	,178
Se basa en la mediana	1,161	2	47	,322
Se basa en la mediana y con gl ajustado	1,161	2	35,590	,325
Se basa en la media recortada	1,571	2	47	,218

ANOVA

Global_V_L

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	2427,556	2	1213,778	4,729	,013
Dentro de grupos	12062,104	47	256,641		
Total	14489,661	49			

Global_V_L

Grupo_mecanico		N	Subconjunto para alfa = 0.05	
			1	2
Student-Newman-Keuls ^{a,b}	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	
	MC	10		58,2500
	Sig.		,363	1,000
HSD Tukey ^{a,b}	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	44,5845
	MC	10		58,2500
	Sig.		,632	,061
Tukey B ^{a,b}	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	
	MC	10		58,2500
Duncan ^{a,b}	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	
	MC	10		58,2500
	Sig.		,363	1,000
Ryan-Einot-Gabriel-Welsch F	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	
	MC	10		58,2500
	Sig.		,294	1,000

Se visualizan las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Utiliza el tamaño de la muestra de la media armónica = 15,000.

b. Los tamaños de grupo no son iguales. Se utiliza la media armónica de los tamaños de grupo. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

Grupo_mecanico		N	Subconjunto para alfa = 0.034	
			1	2
Student-Newman-Keuls ^{a,b}	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	
	MC	10		58,2500
	Sig.		,363	1,000
HSD Tukey ^{a,b}	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	44,5845
	MC	10		58,2500
	Sig.		,632	,061
Tukey B ^{a,b}	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	44,5845
	MC	10		58,2500
Duncan ^{a,b}	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	
	MC	10		58,2500
	Sig.		,363	1,000
Ryan-Einot-Gabriel-Welsch F	CM	20	39,2125	
	DM	20	44,5845	
	MC	10		58,2500
	Sig.		,294	1,000

Se visualizan las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

a. Utiliza el tamaño de la muestra de la media armónica = 15,000.

b. Los tamaños de grupo no son iguales. Se utiliza la media armónica de los tamaños de grupo. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

Estadísticas de grupo

Tecnica	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
Global_V_L E	20	48,5815	16,93546	3,78688
I	20	35,2155	14,87548	3,32626

Prueba de muestras independientes

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Global_V_L	Se asumen varianzas iguales	,000	,983	2,652	38	,012	13,36600	5,04029	3,16247	23,56953
	No se asumen varianzas iguales			2,652	37,378	,012	13,36600	5,04029	3,15690	23,57510

Estadísticas de grupo^a

Tecnica	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
Global_V_L E	10	49,7550	10,20998	3,22868
I	10	39,4140	16,45228	5,20267

a. Grupo_mecanico = DM

Prueba de muestras independientes^a

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Global_V_L	Se asumen varianzas iguales	3,523	,077	1,689	18	,108	10,34100	6,12308	-2,52312	23,20512
	No se asumen varianzas iguales			1,689	15,037	,112	10,34100	6,12308	-2,70726	23,38926

a. Grupo_mecanico = DM

Estadísticas de grupo^a

Tecnica	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
Global_V_L E	10	47,4080	22,32003	7,05821
I	10	31,0170	12,54180	3,96607

a. Grupo_mecanico = CM

Prueba de muestras independientes^a

	Prueba de Levene de igualdad de varianzas	prueba t para la igualdad de medias								
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
									Inferior	Superior
Global_V_L Se asumen varianzas iguales No se asumen varianzas iguales	4,348 ,052	2,025	18							
				2,025	14,168	,062	16,39100	8,09617	-,61843	33,40043

a. Grupo_mecanico = CM

Prueba de homogeneidad de varianzas

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
Global_V_L Se basa en la media	3,245	4	45	,020
Se basa en la mediana	1,967	4	45	,116
Se basa en la mediana y con gl ajustado	1,967	4	28,276	,127
Se basa en la media recortada	3,122	4	45	,024

ANOVA

Global_V_L

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Entre grupos	4305,562	4	1076,391	4,756	,003
Dentro de grupos	10184,098	45	226,313		
Total	14489,661	49			

Pruebas robustas de igualdad de medias

Global_V_L

	Estadístico ^a	gl1	gl2	Sig.
Welch	7,242	4	22,159	,001
Brown-Forsythe	4,756	4	31,375	,004

a. F distribuida de forma asintótica

Comparaciones múltiples

Global_V_L
Tamhane

(I) GRUPOD	(J) GRUPOD	Diferencia de medias (I-J)	Desv. Error	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
MC	ECM	10,84200	7,74176	,872	-15,3746	37,0586
	EDM	8,49500	4,53220	,552	-5,9456	22,9356
	IDM	18,83600	6,09789	,073	-1,1552	38,8272
	ICM	27,23300*	5,08391	,001	10,9306	43,5354
ECM	MC	-10,84200	7,74176	,872	-37,0586	15,3746
	EDM	-2,34700	7,76162	1,000	-28,5892	23,8952
	IDM	7,99400	8,76847	,991	-20,2794	36,2674
	ICM	16,39100	8,09617	,474	-10,3838	43,1658
EDM	MC	-8,49500	4,53220	,552	-22,9356	5,9456
	ECM	2,34700	7,76162	1,000	-23,8952	28,5892
	IDM	10,34100	6,12308	,695	-9,7029	30,3849
	ICM	18,73800*	5,11410	,019	2,3522	35,1238
IDM	MC	-18,83600	6,09789	,073	-38,8272	1,1552
	ECM	-7,99400	8,76847	,991	-36,2674	20,2794
	EDM	-10,34100	6,12308	,695	-30,3849	9,7029
	ICM	8,39700	6,54198	,913	-12,6471	29,4411
ICM	MC	-27,23300*	5,08391	,001	-43,5354	-10,9306
	ECM	-16,39100	8,09617	,474	-43,1658	10,3838
	EDM	-18,73800*	5,11410	,019	-35,1238	-2,3522
	IDM	-8,39700	6,54198	,913	-29,4411	12,6471

*. La diferencia de medias es significativa en el nivel 0.05.

Estadísticas para una muestra

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
V_L	50	-3,0364	16,83728	2,38115

Prueba para una muestra

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	-1,275	49	,208	-3,03640	-7,8215	1,7487

Estadísticas para una muestra^a

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
V_L	10	3,0100	25,44355	8,04596

a. Grupo_mecanico = MC

Prueba para una muestra^a

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	,374	9	,717	3,01000	-15,1912	21,2112

a. Grupo_mecanico = MC

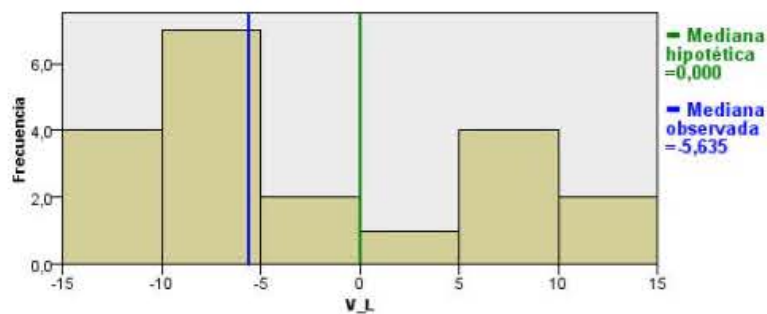
Grupo_mecanico = CM

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,263	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra



N total	20
Estadístico de contraste	75,000
Error estándar	26,786
Estadístico de contraste estandarizado	-1,120
Significación asintótica (prueba bilateral)	,263

Estadísticas para una muestra^a

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
V_L	20	-6,5575	17,37126	3,88433

a. Grupo_mecanico = DM

Prueba para una muestra^a

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	-1,688	19	,108	-6,55750	-14,6875	1,5725

a. Grupo_mecanico = DM

Tecnica = E

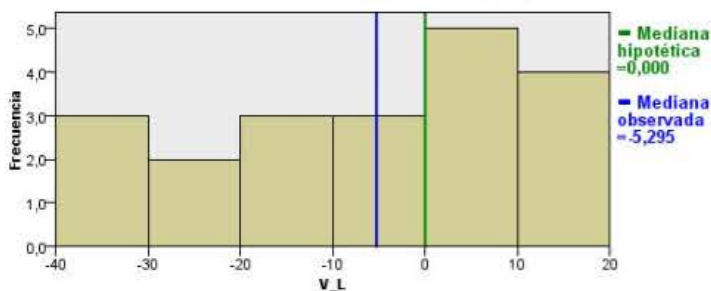
Las tablas del visor de modelos no se pueden editar

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,179	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra



N total	20
Estadístico de contraste	69,000
Error estándar	26,786
Estadístico de contraste estandarizado	-1,344
Significación asintótica (prueba bilateral)	,179

Tecnica = I

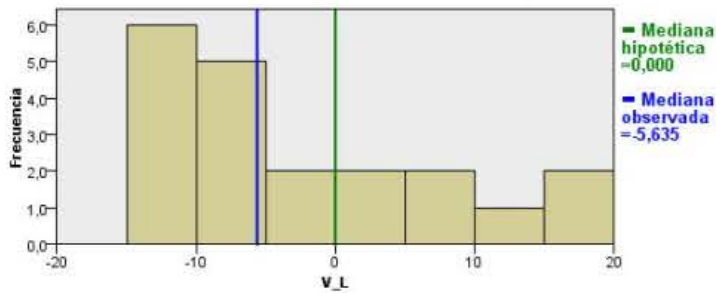
Las tablas del visor de modelos no se pueden editar

Resumen de contrastes de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,000.	Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra	,218	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es ,05.

Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo para una muestra



N total	20
Estadístico de contraste	72,000
Error estándar	26,786
Estadístico de contraste estandarizado	-1,232
Significación asintótica (prueba bilateral)	,218

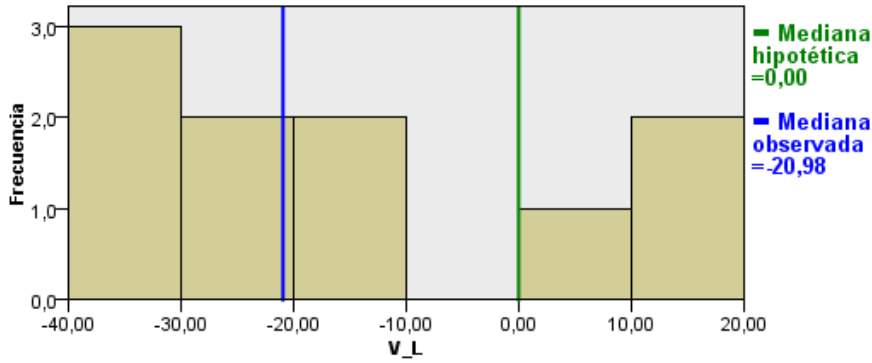
GRUPOD = EDM

Resumen de prueba de hipótesis

	Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
1	La mediana de V_L es igual a 0,00.	Prueba de rangos con signo de Wilcoxon para una muestra	,028	Rechazar la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,05.

Prueba de rangos con signo de Wilcoxon para una muestra



N total	10
Estadístico de contraste	6,000
Error estándar	9,811
Estadístico de contraste estandarizado	-2,191
Sig. asintótica (prueba bilateral)	,028

Estadísticas para una muestra^a

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
V_L	10	2,6780	9,72385	3,07495

a. GRUPOD = ECM

Prueba para una muestra^a

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	,871	9	,406	2,67800	-4,2780	9,6340

a. GRUPOD = ECM

Estadísticas para una muestra^a

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
V_L	10	2,1630	11,18048	3,53558

a. GRUPOD = IDM

Prueba para una muestra^a

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	,612	9	,556	2,16300	-5,8350	10,1610

a. GRUPOD = IDM

Estadísticas para una muestra^a

	N	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
V_L	10	-7,7550	5,94100	1,87871

a. GRUPOD = ICM

Prueba para una muestra^a

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	-4,128	9	,003	-7,75500	-12,0049	-3,5051

a. GRUPOD = ICM

