

UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA

NUEVOS TIEMPOS, NUEVAS IDEAS

ESCUELA DE POSGRADO

Dr. Luis Claudio Cervantes Liñán



MAESTRIA EN ESTOMATOLOGÍA

TESIS

**EVALUACIÓN DE LA DISCREPANCIA EN EL
ASENTAMIENTO MARGINAL DE ESTRUCTURAS
METÁLICAS SOBRE PILARES DE IMPLANTES SEGÚN
GEOMETRÍA DEL PILAR, ALTURA DEL PILAR Y TIPO
DE CEMENTO: ESTUDIO *IN VITRO***

PRESENTADO POR:

JOSÉ CARLOS ROSAS DÍAZ

Para optar el grado académico de MAESTRO EN ESTOMATOLOGÍA

ASESOR DE TESIS: DR. ROMAN MENDOZA LUPUCHE

2018

ÍNDICE DE CONTENIDOS

| | |
|--|----|
| UNIVERSIDAD INCA GARCILASO DE LA VEGA | 01 |
| DEDICATORIA | 05 |
| AGRADECIMIENTO | 06 |
| RESUMEN | 07 |
| ABSTRACT | 08 |
| INTRODUCCIÓN | 09 |
| | |
| CAPÍTULO I: FUNDAMENTOS TEÓRICOS DE LA INVESTIGACIÓN | 12 |
| | |
| 1.1. Marco Histórico | 12 |
| | |
| 1.2. Marco Teórico | 15 |
| 1.2.1. Discrepancia marginal | 16 |
| 1.2.2. Geometría del pilar | 22 |
| 1.2.3. Cemento | 23 |
| 1.3. Marco Conceptual | 32 |
| | |
| CAPÍTULO II: EL PROBLEMA, OBJETIVOS, HIPÓTESIS Y VARIABLES | 34 |
| | |
| 2.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 34 |
| 2.1.1. Descripción de la Realidad Problemática | 34 |

| | |
|---|-----------|
| 2.1.2. Antecedentes Teóricos | 35 |
| 2.1.3. Definición del Problema | 36 |
| 2.2. FINALIDAD Y OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN | 41 |
| 2.2.1. Finalidad | 41 |
| 2.2.2. Objetivo General y Específicos | 41 |
| 2.2.3. Delimitación del Estudio | 43 |
| 2.2.4. Justificación e Importancia del Estudio | 44 |
| 2.3. HIPÓTESIS Y VARIABLES | 45 |
| 2.3.1. Supuestos Teóricos | 45 |
| 2.3.2. Hipótesis Principal y Específicas | 45 |
| 2.3.3. Variables e Indicadores | 47 |
| CAPÍTULO III: MÉTODO, TÉCNICA E INSTRUMENTOS | 50 |
| 3.1. POBLACIÓN Y MUESTRA | 50 |
| 3.2. DISEÑO A UTILIZAR EN EL ESTUDIO | 52 |
| 3.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS | 52 |
| 3.4. PROCESAMIENTO DE DATOS | 54 |

| | |
|--|----|
| CAPÍTULO IV: PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS | 55 |
| 4.1. PRESENTACIÓN DE RESULTADOS | 55 |
| 4.2. CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS | 80 |
| 4.3. DISCUSIÓN DE RESULTADOS | 83 |
| CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES | 89 |
| 5.1. CONCLUSIONES | 89 |
| 5.2. RECOMENDACIONES | 91 |
| REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 92 |
| ANEXOS | 99 |

DEDICATORIA

A mi madre que desde el cielo es mi guía y siempre fue uno de los pilares más importantes en mi vida; a mi padre que es un ejemplo de superación y de lucha; a mi esposa por el gran apoyo y comprensión y a mis hijos, ya que sin ellos no tendría sentido hacer todo este esfuerzo para lograr el éxito.

AGRADECIMIENTO

Un agradecimiento a los profesores de la Universidad Inca Garcilaso de la Vega y de la Universidad Peruana Cayetano Heredia quienes apoyaron y colaboraron en la elaboración del presente trabajo.

RESUMEN

El presente estudio in vitro tiene como objetivo evaluar la discrepancia en el asentamiento marginal de estructuras metálicas sobre pilares de implantes según geometría del pilar (hexagonal de paredes paralelas o cilíndrico de paredes convergentes), altura del pilar (4 mm, 5.5mm y 7mm) y tipo de cemento (Óxido de Zinc, Ionómero de Vidrio y Oxifosfato de Zinc). **Materiales y Métodos:** Estudio experimental in vitro. 64 cofias posicionadas y cementadas sobre análogos de pilares de implantes distribuidos según la morfología del pilar y el tipo de cemento. Se evaluó la discrepancia de asentamiento marginal con un equipo Estereomicroscopio. **Resultados:** Se encontró diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes tipos de cementos ($P=0.0165$), entre las diferentes morfologías y alturas de los pilares ($P=0.032$). **Conclusiones:** La discrepancia de asentamiento marginal incrementa a medida que incrementa la altura del cuerpo del pilar, así mismo incrementa en pilares de paredes paralelas cuando se comparó con paredes convergentes. El cemento de Ionómero de vidrio presentó los valores menores de discrepancia marginal siendo muy comparable al del Óxido de Zinc, pero con diferencias estadísticamente significativas. El valor mayor fue para el Oxifosfato de Zinc.

PALABRAS CLAVE: Discrepancia de asentamiento, Cemento, Estereomicroscopio.

ABSTRACT

The present in vitro study aims to evaluate the discrepancy in the marginal settlement of metallic structures on implant abutments according to the geometry of the abutment (hexagonal of parallel walls or cylindrical of converging walls), height of the abutment (4 mm, 5.5 mm and 7 mm) And type of cement (Zinc Oxide, Glass Ionomer and Zinc Oxyphosphate). Materials and Methods: In vitro experimental study. 64 cemented metal copings over analogs of implant abutments distributed according to the morphology of the abutment and the type of cement. The marginal settlement discrepancy was evaluated with a Stereomicroscope equipment. Results: Statistically significant differences were found between different types of cement ($P = 0.0165$) between different morphologies and heights of the pillars ($P = 0.032$). Conclusions: The marginal settlement discrepancy increases as the height of the pillar body increases, as well as increases in parallel wall pillars when compared to convergent walls. The glass ionomer showed the lowest values when it was analyzed in the cylindrical pillars of convergent walls when it was compared with Zinc Oxide and Zinc Oxyphosphate.

KEY WORDS: Seating Discrepancy, Cement, Stereomicroscopio.

INTRODUCCIÓN

La importancia de la cementación, tanto en prótesis fija convencional como en prótesis implantosoportada, radica en la íntima relación que guarda con la retención, la resistencia, el sellado marginal y el éxito final de las rehabilitaciones. No obstante, hoy sabemos que el cemento ejerce más influencia sobre la resistencia que sobre la retención, ya que su papel es incrementar la fricción entre la superficie de la restauración y el pilar; mientras que la retención parece depender en mayor medida de la geometría y dimensiones del propio pilar. La mayor complicación en el proceso de cementado es el asentamiento incompleto de las estructuras sobre sus respectivos pilares. Este factor determina una disminución de la retención y un incremento o discrepancia de la separación marginal o gap, que a su vez favorecen la disolución del propio cemento, la aparición de alteraciones oclusales y periodontales y, en última instancia, pueden desencadenar el fracaso de la restauración.

Si bien es cierto y está demostrado a través de muchos estudios, como el de Keith¹, que las coronas atornilladas presentan un espacio de asentamiento marginal menor que las coronas cementadas, también se sabe que las restauraciones cementadas sobre implantes son una muy buena alternativa cuando queremos que no se aprecie el canal de acceso al tornillo protésico y no se altere la zona estética de la restauración ni el área funcional de la misma, sin embargo, cuando la plataforma del

implante se encuentra a un nivel muy apical e involucra que la interface prótesis-pilar esté a un nivel muy submucoso contraindican el uso de coronas cementados por la dificultad de eliminar el exceso del cemento, por la potencial irritación y activación de una respuesta inflamatoria, y por la posibilidad de rasgar la superficie del pilar o del implante durante la remoción del exceso del cemento. Por otro lado, una vez cementada la restauración, el cemento utilizado puede influir en mejorar el sellado del espacio marginal o gap, o por el contrario crear condiciones para un mayor acúmulo de placa microbiana, ya sea por el grado de disolución que sufre el cemento utilizado al estar en un medio húmedo o por el incremento del espacio marginal o gap dependiendo del espesor de película del mismo^{2,3}. También se tiene que tomar en consideración, que si el cemento incrementa el espacio marginal, una vez cementada la restauración, se requerirán correcciones oclusales que pueden alterar la restauración ya ubicada en boca de manera definitiva.

El propósito de este trabajo de investigación es evaluar la influencia, en el tamaño del gap, de tres diferentes tipos de agente cementante utilizados para la fijación de cilindros colados sobre pilares protésicos.

En la investigación se ha trabajado los siguientes aspectos:

Capítulo I: Fundamentos teóricos, se presentan los antecedentes de la investigación, se realiza el marco teórico y conceptual, se describen las variables de investigación, lo que permite dar sustento al trabajo de investigación.

Capítulo II: Problema, objetivos, hipótesis y variables, se realiza la descripción referente a los diferentes espacios en el asentamiento marginal entre estructuras protésicas obtenidos en relación a los diferentes tipos de cementos y macro geometrías de los pilares protésicos, lo que permite formular la pregunta de investigación.

Capítulo III: Metodología, se selecciona el nivel y diseño de la investigación, la determinación de la población y la muestra, validez del instrumento y las técnicas para el procedimiento y análisis de resultados.

Capítulo IV: Presentación y análisis de resultados, se presenta a manera de tablas y gráficos con sus respectivos análisis de interpretación, lo que ha permitido realizar la discusión, las conclusiones y recomendaciones constituyendo el aporte del trabajo de investigación.

CAPÍTULO I

FUNDAMENTOS TEÓRICOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.1. MARCO HISTÓRICO

Desde los orígenes de la implatología, las prótesis implanto soportadas son una opción de tratamiento efectiva para los pacientes total y parcialmente desdentados. Estos tipos de prótesis pueden ser cementadas o atornilladas sobre los pilares de los implantes, existiendo muchos argumentos que sustentan cada tipo de fijación, pero, actualmente no existe un consenso que diga que una técnica sea mejor que otra, es importante evaluar muchos factores dentro de los cuales uno muy importante es la discrepancia marginal de asentamiento o GAP entre las estructuras metálicas y los pilares de los implantes, que podría influir en el menor o mayor acúmulo de placa microbiana en esta interface.^{1,2}

La cementación de las restauraciones implanto retenidas son una muy buena alternativa cuando queremos que no se aprecie la entrada del tornillo protésico y no se altere la estética de la restauración, sin embargo, implantes colocados a un nivel muy submucoso restringen el uso de coronas cementadas por el potencial de irritación y activación de una respuesta inflamatoria o la posibilidad de rasgar la superficie del implante durante la remoción del exceso del cemento.³ Por otro lado, una vez cementada la restauración, el cemento utilizado puede influir en mejorar el sellado del Gap o por el contrario crear condiciones para un mayor acúmulo de placa microbiana, ya sea por el grado de disolución que sufre el cemento utilizado al estar en un medio húmedo o por el incremento del GAP dependiendo del espesor de película del mismo. También se tiene que tomar en consideración, que si el cemento incrementa el GAP, una vez cementada la restauración, se requerirán correcciones oclusales que pueden alterar la restauración ya ubicada en boca de manera definitiva.^{1,2,3}

En odontología, se han utilizado por muchos años coronas de diferentes materiales, cuyo método de fijación han sido los cementos, se han utilizado coronas metálicas, metal acrílicas, metal cerámicas y diversos tipos de cerámicas puras. Todos estos tipos de restauraciones presentan diferentes discrepancias marginales de asentamiento, que según los estudios de Yüksel en el 2011, influyen de manera importante en la longevidad de la restauración.⁴

Körner hacen mención, que esta discrepancia marginal, asociada al tipo de cemento, es responsable del mayor o menor acúmulo de placa microbiana a nivel de la línea de terminación, pudiendo estar asociada a largo plazo al mantenimiento de la salud o enfermedad periodontal.² Çagri, en el 2010, en su estudio de evaluación in vitro de la adaptación marginal, concluyo que la cementación incrementa significativamente la discrepancia marginal vertical.³ Xin Hua, en el 2003 evaluó la discrepancia marginal en relación a diferentes agentes cementantes, cuarenta y ocho coronas entre metal cerámicas y total cerámicas fueron cementadas con un cemento de Fosfato de Zinc, compómero de cementación y resina de cementación, la mitad de las coronas fueron sometidas a un simulador de masticación, luego las coronas fueron sometidas a una evaluación microscópica, se encontró que las coronas cementadas sobre dientes naturales con un cemento resinoso presentaban menor discrepancia de asentamiento comparado con los compómeros o el Fosfato de Zinc, indistintamente de aplicado o no el ciclo masticatorio.⁵

Otros estudios como el de Komine en el 2005, utilizaron la estereomicroscopía para evaluar el grado de asentamiento de coronas total cerámicas, encontrando una discrepancia de 120 μm para las coronas de Cercon Smart Ceramics, 96,8 μm para el Vita YZ/Cerec In-Lab y 147,3 μm para el Sawex, concluyéndose que el tipo de material utilizado, en este caso para coronas libres de metal sobre dientes, también juega un rol importante en la discrepancia de asentamiento, siendo el sistema

Cerec el que presentó una estadística y significativa menor discrepancia de asentamiento.⁶

Shriharsha Pilathadka, en el 2008, utilizó Fosfato de Zinc, ionómero de vidrio y cemento resinoso como materiales de cementación sobre dientes naturales los cuales fueron preparados y duplicados en modelos de yeso donde se trabajaron las estructuras en base a Procera All Ceram; la discrepancia marginal fue medida utilizando un microscopio electrónico, los valores fueron tomados en cuatro zonas por muestra, encontrándose que la discrepancia de asentamiento fue de 53 μm para Fosfato de Zinc, 44.5 μm para la resina y 29 μm para el ionómero de vidrio, concluyéndose que las propiedades físicas de los diferentes cementos juegan un rol importante en la discrepancia de asentamiento de las restauraciones, para este caso, todas las discrepancias encontradas estuvieron dentro de las 100 μm del límite aceptado.⁷

En el año 2010, Rustum, utiliza coronas fabricadas con Cercon Y-TZP, IPS Empres II y aleación noble tipo IV sobre premolares; la discrepancia fue medida con un sistema de análisis de imagen computarizado, encontrándose un valor de 66 μm para el Cercon, 36,6 μm para el IPS Empres II y 37.1 μm para las corona completas de metal, se pudo concluir que el Cercon produce una mayor separación marginal comparado con el Empres II y con las coronas completas de aleación noble tipo IV.⁸

Yuksel en el 2011, utiliza coronas de ZrO₂ fabricadas con CAD/CAM, disilicato de litio y de Cr-Co, cementadas con resina y ionómero de cementación; las muestras fueron analizadas con estereomicroscopía, las discrepancias encontradas fueron de $82.7 \pm 7 \mu\text{m}$ para las coronas de ZrO₂, $92.6 \pm 4 \mu\text{m}$ para las coronas de Disilicato de litio y $96.5 \pm 7 \mu\text{m}$ para las coronas de Cr-Co. Como se puede apreciar, el grupo de ZrO₂, mostró el menor valor de discrepancia de asentamiento marginal. Cuando se analizó el tipo de cemento utilizado, se concluyó que el cemento resinoso era el que mostró la menor variación en la discrepancia de asentamiento.⁴

1.2. MARCO TEÓRICO

Con el advenimiento de los implantes dentales, se han encontrado alteraciones en la discrepancia de asentamiento, Sutherland en 1995 utiliza pilares hexagonales de 4 mm de altura de cuerpo y paredes paralelas, pilares Cera One, con cofias prefabricadas, coronas total cerámicas y coronas total cerámicas cementadas con Fosfato de Zinc, el promedio de discrepancia marginal que encontró fue de 99 μm para las cofias, 117 μm para las coronas y 168.8 μm para las coronas cementadas, observándose una diferencia estadísticamente significativa en el asentamiento antes y después del cementado con Fosfato de Zinc, lo cual le permite concluir al autor que esta diferencia subgingival marginal es la causante de problemas periimplantarios.⁹ El mismo autor en el año de 1996, realiza otro estudio similar sobre pilares Cera One y utiliza cofias de cerámica, cofias de cerámica cocidas al horno, coronas de cerámica y coronas de cerámica cementadas con Fosfato de Zinc; los resultados indican que el promedio de discrepancia marginal fue de 20.4 μm para las cofias de cerámica, 18,3 para las cofias de cerámica cocidas al horno, 28,1 μm para las coronas cerámicas y 65,9 para las coronas cementadas con Fosfato de Zinc; un análisis estadístico (ANOVA) reveló una diferencia significativa entre estas discrepancias marginales, siendo la mayor de todas la de la corona cementada.¹⁰ En 1998, el mismo autor, Sutherland, realiza un estudio con pilares Cera One, pero esta vez con estructuras metálicas, encontrando las siguientes discrepancias de asentamiento: cilindros de oro 7,56 μm , cofias de metal no noble 6,21 μm , coronas metal cerámica 11,06 y coronas metal cerámicas cementadas con Fosfato de Zinc 31,47 $\mu\text{m} \pm 6,65 \mu\text{m}$, no encontrándose diferencias significativas entre el oro y el metal no noble, pero si hubo diferencias bastante marcadas entre las cofias de metal y las coronas una vez aplicada la cerámica y más aún una vez cementada.¹¹

1.2.1. DISCREPANCIA MARGINAL

Keith, en su estudio de la discrepancia marginal de asentamiento de coronas sobre implantes, evalúa el gap de coronas cementadas o atornilladas. El análisis estadístico reveló una significativa diferencia en el sellado marginal entre las coronas atornilladas y cementadas. El valor más pequeño de discrepancia marginal fue encontrado en los cilindros de oro maquinados y atornillados previo al colado $2.6 \pm 5.7 \mu\text{m}$, una vez colado fue de $6.0 \pm 6.5 \mu\text{m}$ y con la corona metal cerámica atornillada finalizada fue de $8,8 \pm 5,7 \mu\text{m}$. Para el grupo de restauraciones cementadas fue de $32.1 \pm 32.5 \mu\text{m}$ para las cofias de oro, una vez aplicada la cerámica y antes de la cementación fue de $54.4 \pm 18,1 \mu\text{m}$ y después de la cementación con ionómero de vidrio fue de $57.4 \pm 20.2 \mu\text{m}$ y para el y fosfato de zinc fue de $67.4 \pm 15.9 \mu\text{m}$.¹

Wolfart realiza un estudio para comparar diversos cementos, dentro de ellos el Óxido de Zinc libre de eugenol, Fosfato de Zinc, Ionómero de Vidrio, Policarboxilato y Resina Auto, además Wolfart evaluó si la cantidad de cemento influía en el incremento de la discrepancia de asentamiento, para lo cual la muestra se dividió en dos grupos, cofias a las cuales se les aplicó sólo la mitad de cemento y cofias a las cuales se les llenó de cemento antes de ser cementadas; finalmente se examinó la discrepancia de asentamiento a través de un estereomicroscopio y se realizó el análisis estadístico y no se encontró diferencias estadísticamente significativas entre llenar parcial o completamente las cofias antes de ser cementadas, pero el llenar con cemento hasta la mitad si mostró pequeños resultados de una menor discrepancia de asentamiento; también se encontró que el uso del cemento provisional de óxido de zinc sin eugenol resultó en una menor y estadísticamente significativa ($P \leq .05$) discrepancia marginal después de la cementación que el uso de fosfato de zinc, ionómero de vidrio o resina de cementación; de este estudio el autor menciona que no solo es importante el tipo de agente cementante si no también la cantidad de cemento aplicado, que podría influenciar en la discrepancia después de la cementación ya que

las cofias cementadas con un cemento que cubre la mitad o totalmente la cofia, mostraron niveles similares de retención, pero las cofias que tuvieron cemento hasta la mitad presentaron una menor discrepancia de asentamiento; finalmente el autor concluye que cubrir las restauraciones con cemento hasta la mitad no disminuye los valores de retención pero mejora el asentamiento marginal; el uso del óxido de zinc libre de eugenol produce un menor cambio en la discrepancia de asentamiento después de la cementación; el cemento de policarboxilato demostró un alto valor de retención con pequeños cambios en la discrepancia marginal después de la cementación.¹²

En el estudio de Siadat, el autor utiliza 24 estructuras divididas en tres grupos, estructuras confeccionadas a partir de cofias preformadas completamente calcinables, estructuras confeccionadas a partir de cofias de impresión y el tercer grupo a partir de técnicas de encerado convencional; los especímenes fueron seccionados y preparados para una evaluación con microscopio electrónico; la discrepancia vertical media arrojó valores de $53.74 \pm 11.0 \mu\text{m}$ para las cofias preformadas completamente calcinables, $63.6 \pm 13.2 \mu\text{m}$ para las estructuras confeccionadas a partir de cofias de impresión, y $50.1 \pm 17.3 \mu\text{m}$ para la técnica de encerado convencional; no se encontró diferencias estadísticamente significativas en todos los grupos ($P > 0.05$); el uso de cofias preformadas, para fabricar las estructuras, incrementa significativamente la discrepancia horizontal entre las interfaces siendo la técnica que menor discrepancia produjo la del encerado convencional.¹³

Wael, busca evaluar la discrepancia marginal entre el tipo de pilar según el material y el tipo de corona, formando seis grupos: pilar de titanio / corona de alúmina, pilar de titanio / corona de zirconio, pilar de alúmina / corona de alúmina, pilar de alúmina / corona de zirconio, pilar de zirconio / corona de alúmina, pilar de zirconio / corona de zirconio. Todas las coronas fueron cementadas con un agente resinoso. La discrepancia marginal fue medida antes de la cementación, después de la cementación y después de la simulación del ciclo masticatorio. Cuando se utilizó un

pilar de titanio con una corona de alúmina, la discrepancia de asentamiento se calculó en 39 μm (37–42) antes de la cementación, 57 μm (53–62) después de la cementación y 49 μm (46–53) después de la simulación de la masticación; para el grupo pilar de titanio y corona de zirconio se calculó 43 μm (40–47) antes de la cementación, 71 μm (67–76) después de la cementación, y 64 μm (59–69) después de la simulación de la masticación; para el grupo pilar de alúmina y corona de alúmina se calculó 57 μm (54–61) antes de la cementación, 87 μm (85–90) después de la cementación, y 67 μm (65–69) después de la simulación de la masticación; para el grupo de pilar de alúmina y corona de zirconio se calculó 66 μm (63–69) antes de la cementación, 96 μm (90–101) después de la cementación, y 75 μm (72–78) después de la simulación de la masticación; para el grupo pilar de zirconio y corona de alúmina se calculó 54 μm (51–57) antes de la cementación, 79 μm (76–82) después de la cementación, y 65 μm (63–67) después de la simulación de la masticación; y finalmente para el grupo pilar de zirconio y corona de zirconio se calculó 64 μm (60–68) antes de la cementación, 85 μm (80–91) después de la cementación, y 75 μm (70–81) después de la simulación de la masticación; después de la comparación entre las restauraciones no cementadas y las cementadas en cada grupo, se demostró un significativo incremento en el valor de la discrepancia marginal después de la cementación en todos los grupos (± 25 a 30 μm) ($p < .001$), mientras la comparación entre las restauraciones cementadas y después de la simulación de la masticación, se demostró que la discrepancia marginal de asentamiento disminuye de manera estadísticamente significativa en los grupos de pilar de alúmina / corona de alúmina, pilar alúmina / corona de zirconio y pilar de zirconio / corona de alúmina (± 15 a 20 μm) ($p < .0001$); esta reducción no fue significativa para los grupos pilar de titanio / corona de alúmina, pilar de titanio / corona de zirconio y pilar de zirconio / corona de zirconio; el autor finalmente concluye, que todas las restauraciones evaluadas reúnen los requerimientos para una aceptación clínica.¹⁴

El mismo año, 2008, Siadat menciona que la discrepancia marginal en prótesis implanto soportada es inevitable por más cuidado que se tenga en los procedimientos

de encerado y colado de las estructuras; en su estudio el utiliza 48 estructuras, de las cuales 16 fueron hechas a partir de coping calcinables (grupo 1), 16 a partir de coping de impresión (grupo 2) y 16 a partir de una técnica de encerado convencional (grupo 3); cada grupo fue dividido en dos subgrupos, un subgrupo fue con una aleación noble (grupos 1n, 2n y 3n) y el otro con una aleación de metal base (grupos 1b, 2b y 3b), todos los especímenes fueron encerados en análogos de pilares y luego colados; luego de preparadas y fijadas las estructuras, estas fueron cortadas y analizadas con un microscopio electrónico, evaluando la discrepancia horizontal y vertical con 200 x de aumento; lo que se encontró fue que la medida de la discrepancia en todos los grupos de aleación noble (grupos 1n, 2n y 3n) fue estadísticamente menor que los de aleaciones de metal base (grupos 1b, 2b y 3b) ($p < .001$); no hubo diferencias en la discrepancia horizontal o interfacial cuando se comparó las tres maneras de fabricación de las estructuras ($p > .05$); el encerado de las estructuras con coping de impresión incrementó significativamente la discrepancia horizontal de la interface (grupos 2n y 2b) ($p < .001$); el autor concluye que la discrepancia vertical de las estructuras hechas con las diferentes técnicas propuestas fueron comparables unas con otras y que el uso de estructuras de metal noble producen más discrepancia horizontal y menos discrepancia vertical.¹⁵

En el 2011, Karatasli, evalúa la adaptación marginal de diferentes coping fabricados con CAD/CAM o MAD/CAM. Los grupos de Celay y Zirkozahn fueron fabricados con MAD/CAM, los grupos LAVA y DC-Zircon fueron fabricados con CAD/CAM; y los coping de metal fueron utilizados como grupo control. Dieciséis puntos fueron marcados y analizados con estereomicroscopía a 150 x. Se encontró una discrepancia marginal con el grupo LAVA de $24.6 \pm 14 \mu\text{m}$, con el grupo Celay $64.9 \pm 25.2 \mu\text{m}$, con el grupo DC-Zircon $110.1 \pm 36.5 \mu\text{m}$, con el grupo Zirkozahn $112.11 \pm 22.6 \mu\text{m}$ y finalmente con el grupo Metal $120.1 \pm 33.1 \mu\text{m}$. El autor concluye que el uso de los sistemas CAD/CAM o MAD/CAM puede no ser el más importante factor en la adaptación marginal, el tipo de material utilizado para la fabricación del coping (zirconio o alúmina reforzada con zirconia), el total o parcial

sinterizado podría modificar la dureza del material y esto afectaría el gap marginal durante la preparación del material, el uso de materiales de coping duros incrementa la resistencia a la fractura de la restauración, el autor sostiene que esto dificultaría el proceso de preparación de los materiales incrementando el gap marginal, resultando en una pobre adaptación de la restauración clínicamente. ¹⁶

Bernardo en el 2011, realiza un estudio para evaluar la adaptación marginal y el ajuste interno en estructuras de zirconia ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera y Cerec In-lab; se tomaron 15 pilares protésicos prefabricados, contorneados, de implantes divididos en tres grupos; se fabricaron estructuras en aleación noble Pd-Au (control), Procera All Zircon y Cerec In-lab YZ cubes; para evaluar la adaptación marginal se tomaron ocho medidas en la circunferencia del pilar protésico, tomando la distancia entre el borde de la estructura y el pilar, para determinar el ajuste interno se hicieron ocho medidas desde la superficie externa del pilar a la superficie interna de la restauración, las mediciones fueron hechas por microscopía óptica (50X). Se encontró que el promedio de adaptación marginal del grupo control, aleación noble Pd-Au, fue $18,24 \mu\text{m} \pm 4,81$; el grupo Procera $21,62 \mu\text{m} \pm 12,15$ y el grupo Cerec In-lab de $47,34 \mu\text{m} \pm 17,72$. El promedio de ajuste interno para las estructuras Pd-Au fue $34,60 \mu\text{m} \pm 16,16$; Procera $118,67 \mu\text{m} \pm 50,84$ y el Cerec In-lab $65,62 \mu\text{m} \pm 25,80$. El autor concluye que los valores de adaptación marginal de las estructuras de aleación metálica y de zirconia-ytria elaboradas con los sistemas CAD/CAM Procera y Cerec In-lab están entre los valores clínicamente aceptables; las medidas de ajuste interno obtenidos para los grupos aleación metálica y Cerec se encuentran dentro del rango reportado en la literatura; mientras que el promedio obtenido para el grupo Procera $118,67 \mu\text{m} \pm 50,84$, aunque se acercó al límite máximo de ajuste interno reportado en la literatura, no se evidenció diferencia estadísticamente significativa con el sistema Cerec In-lab. ¹⁷

En relación a las coronas cementadas sobre implantes, muchos estudios compararon los tejidos blandos perimplantarios de coronas retenidas por cemento y

de coronas retenidas por tornillos, reportando una mayor inflamación en la coronas retenidas por cemento; por esta razón es importante considerar las propiedades del material a ser utilizado para la cementación. Los cementos principalmente utilizados para la retención de coronas sobre implantes incluyen los cementos resinosos, cementos de ionómero de vidrio, cementos de óxido de zinc, fosfato de zinc y policarboxilato. Prithviraj, en el 2010, en su revisión de la literatura hace mención de la importancia de la búsqueda de la reversibilidad de las prótesis sobre implantes, por diversos factores tales como la pérdida del tornillo, la fractura del mismo, la fractura del pilar, la reparación y reemplazo de las prótesis, la modificación de las prótesis después de perdido un implante en restauraciones con múltiples implantes y para una nueva intervención quirúrgica.¹⁸ La única manera de lograr esta reversibilidad es utilizando prótesis atornilladas o cementadas con cementos que sean fáciles de retirar o que tengan poca resistencia a la tracción. Actualmente no existe un consenso que diga que técnica es superior a las demás, pero se puede observar la preferencia, por parte de los profesionales, de las prótesis cementadas por presentar un porcentaje más bajo de complicaciones, así algunos consideren que las prótesis cementadas no son reversibles. Las principales ventajas de las prótesis cementadas son la facilidad y habilidad para cementar la prótesis sobre implantes, siendo los procedimientos muy similares a las prótesis convencionales; provee un ambiente pasivo más estable; son más estéticas que las coronas atornilladas ya que no presentan el orificio antiestético de entrada del tornillo, además la cerámica alrededor de estos orificio es más susceptible a la fractura; es más fácil su confección en el sector posterior, en especial en bocas con apertura disminuida; son más económicas y utilizan menos componentes.^{17,18} Por otro lado, algunos consideran como gran desventaja de este tipo de prótesis, la carencia de un medio favorable de retención y recuperación de la supraestructura para cuidados rutinarios de mantenimiento; otra desventaja sería la posibilidad de arañar la superficie del implante al momento de retirar el exceso del cemento y el daño a los tejidos blandos que podría originar inflamación de los tejidos blandos periimplantarios y sangrado o exudación al sondaje.^{16, 17, 18}

1.2.2 GEOMETRÍA DEL PILAR

Prithviraj, en el 2010, también hace mención de los factores que podrían influenciar en el asentamiento y la retención de nuestra restauración sobre implantes, siendo estos la convergencia y altura del pilar, el ancho y área de superficie del pilar, la superficie rugosa del pilar y el tipo de cemento; Ya es sabido que a menor convergencia de las paredes del pilar mayor retención.¹⁸ Bernal encontró que pilares de 20 grados de convergencia oclusal versus 30 grados tenían un alto valor de retención. Muchos fabricantes le dan a sus pilares convergencias de 6 grados;¹⁹ Jorgensen en su estudio encontró que 6 grados era el valor ideal, y él demostró que una convergencia de 15 grados provee una tercera parte de retención comparado con una de 6 grados; también observo que una convergencia de 25 grados reduce la retención en un 75 %.²⁰ En relación a la altura del pilar, Covery, en el 2000, encontró que el incremento en la altura y diámetro del pilar, tenían un efecto positivo en la retención de las prótesis. En función al área de superficie y al ancho del pilar, Covery y col., encontraron que el área de superficie total y el ancho de los pilares no es un buen predictor de los valores de retención uniaxiales, en su estudio pilares con un gran diámetro no mostraron diferencias cuando fueron comparados con pilares de diámetro estándar;²¹ otros autores como Kaufman, si encuentran una asociación entre el diámetro del pilar y el valor de retención de la corona cementada.²² La rugosidad de la superficie también puede mejorar la retención de nuestra restauración, esto se puede lograr con una fresa de diamante de grano grueso o con abrasión por arenado con partículas que modifiquen la superficie del pilar. De todos estos factores mencionados, en ningún estudio se hace mención de la relación de dichos factores con el asentamiento de la prótesis o la discrepancia de asentamiento como si se ha encontrado en función al tipo de cemento utilizado.²²

1.2.3. CEMENTO:

En Odontología restauradora se pueden clasificar los cementos en función a su reversibilidad en dos grandes grupos, cementos temporales y cementos definitivos. Los cementos temporales fueron desarrollados para ser utilizados por corto tiempo y tienen una baja resistencia a la tensión, tenemos por ejemplo al óxido de zinc con y sin eugenol; los cementos definitivos, poseen mejores propiedades físicas y aquí encontramos al fosfato de zinc, a los ionómeros de vidrio, a las resinas y a los híbridos.¹⁸ No es muy frecuente el uso de cementos definitivos como mecanismo de retención sobre implantes dentales por que no son reversibles, el tipo de cemento a utilizar va a estar en función a la convergencia de las paredes del pilar y a la altura del mismo. Casi la totalidad de cementos utilizados en Implantología restauradora han sido diseñados para el uso exclusivo sobre tejido dentario o para la adhesión sobre metales diferentes al titanio, basándose en estas deficiencias, muchos autores, entre ellos Mansour y col., proponen una alternativa de ranking de orden de cementos para ser utilizados en Implantología en función a su fuerza tensil.²³ Agar y colaboradores, compararon la facilidad de remoción del ionómero de vidrio, resina y fosfato de zinc de los pilares de titanio y encontró que el fosfato de zinc fue el más fácil de remover siendo la resina la más difícil de remover.²⁴

Edelhoff, en su revisión, hace mención que para la selección del material de cementación, es importante tener en cuenta ciertos requisitos como la biocompatibilidad con los tejidos blandos periimplantario, sus propiedades mecánicas, la adhesión al pilar del implante, el espesor de película, la solubilidad en el medio oral, la facilidad en la manipulación, la radiopacidad y la estética del material.²⁵ Lamentablemente no existe ningún material que cumpla con todos los requisitos de manera simultánea, se debe tomar en cuenta de manera individual las características clínicas de cada caso para la selección del material. Desde el punto de vista biológico, un cemento ideal debe ser compatible y tener buena interacción con

los tejidos dentarios, no ser tóxico y debe tener bajo potencial alergénico. Desde el punto de vista mecánico, los cementos deben estar preparados para resistir los diversos tipos de fuerzas que actuaran sobre ellos produciéndoles deformaciones durante la fase elástica del material.²⁵ Es importante saber que el espesor de película es el área más frágil de la restauración y debe ser capaz de resistir las fuerzas funcionales y parafuncionales de los innumerables ciclos de tensiones a que será sometida, así como a su degradación en el medio bucal. Respecto a la adhesión es importante tener en cuenta que como ya ha sido mencionado, los cementos utilizados en implantología fueron creados para la adhesión sobre tejidos dentarios y no sobre pilares de titanio, por tanto estaríamos pensando que el tipo de unión de cualquiera de los cementos sería a nivel micromecánico por el grado de aspereza de la superficie del pilar.²⁶ En relación a la solubilidad del cemento, es importante que este tenga poca solubilidad frente a la erosión o disolución de partículas en el ambiente oral, manteniendo de esa forma la integridad de los tejidos periimplantarios. Una alta solubilidad provoca solución de continuidad en la interface, lo que contribuye con la infiltración marginal, penetración bacteriana e instalación de la placa periimplantarmente patógena. Los cementos resinosos a pesar que presentan baja solubilidad al igual que los Ionómeros de Vidrio modificados con resina, son susceptibles a la absorción de agua lo cual podría afectar negativamente las propiedades mecánicas del material. Respecto al tiempo de trabajo y de fraguado está en función a la correcta preparación del material y correcta relación polvo líquido, a su vez esto influye en el grado de escurrimiento del material y adaptación precisa de la restauración. La mejor manera de asegurar la correcta relación polvo líquido es con el uso de sistemas encapsulados o los sistemas *pasta*.²⁷ En función al espesor de película de un cemento, este debe ser capaz de sellar el pequeño espacio existente entre el hombro del pilar y el borde de la restauración, considerando que este espacio debe ser mínimo (20 a 50 μ), es importante que el cemento de fijación tenga un espesor de película muy fino, por lo tanto su viscosidad inicial debe permitir el asentamiento adecuado de la restauración, minimizando a si la cantidad de cemento expuesto al medio bucal. La capacidad de escurrimiento del cemento está definida por

el espesor de película, a si un cemento con un gran espesor de película presentará un mayor desajuste en el asentamiento de la restauración e interferencia en la relación oclusal, obligando al profesional a remover la restauración o realizar ajustes en los lugares de contacto acentuado.^{25, 26, 27,28}

CEMENTO DE FOSFATO DE ZINC

El cemento de Fosfato de Zinc, es uno de los materiales que se ha mantenido constante en su composición desde su introducción, es el más antiguo de los agentes cementantes y, como tal, el que más ha sido investigado a lo largo del tiempo sirviendo de parámetro para la evaluación clínica y en laboratorio de otros materiales. Su amplio uso se fundamenta en sus características de manipulación, alta resistencia a la compresión, adecuada fluidez y reducido espesor de película. Por otro lado presenta importantes limitaciones, como potencial injuria termoquímica a la pulpa dental (PH 3.5) pero su PH se neutraliza a las 24 horas, disolución en la cavidad oral y falta de adhesión a las estructuras dentarias y del pilar del implante, funcionando simplemente como un llenador del espacio existente entre la restauración y la superficie preparada del diente y actúa por imbricación mecánica.²⁹ Por lo tanto, la retención de la restauración fijada con este material depende de las características mecánicas de la preparación dentaria o del pilar del implante. Actualmente su uso ha disminuido en razón del surgimiento de otros agentes cementantes que presentan algunas propiedades superiores. Los principales componentes del polvo son el óxido de zinc (90%) y el óxido de Magnesio (10 %). El óxido de magnesio ayuda a mantener la coloración blanca del cemento, facilita el proceso de pulverización del óxido de zinc y aumenta la resistencia a la compresión. Se adicionan óxido de sílica y de aluminio para mejorar las propiedades mecánicas del material. Algunas composiciones poseen flúor, siendo cementadas para cementar bandas ortodónticas.^{29,30} Respecto al espesor de película del Cemento de Fosfato de Zinc, es fundamental que el cemento utilizado sea capaz de formar una película delgada. El espesor máximo de película establecido por la especificación n° 96 de

ANSI-ADA es de 25 μm .²⁹ El espesor depende del tamaño de la partícula del polvo, de la proporción polvo líquido, de la cantidad de fuerza y de la manera como esa fuerza es aplicada sobre la restauración durante el acto de la cementación. El espacio interno disponible para la película de cemento y el tipo de restauración también influyen. No existe evidencia que afirme el grado de alivio ideal que una restauración deba tener, sin embargo, algunos investigadores²⁹ sugieren que el alivio debe estar dentro de las 30 μ para acomodar adecuadamente la película del agente de fijación, sin causar desajustes marginales significativos. La consistencia del cemento puede ser cuantificada por la medición de su viscosidad que aumenta rápidamente en dos minutos después de su espatulación. Ese comportamiento indica la necesidad de que la restauración sea cementada rápidamente después de completar la mezcla. La consistencia final del cemento debe ser tal que forme un hilo entre la platina y la espátula a medida que esta es separada de la masa en cerca de 2,5 cm;²⁹ se debe tener mucho cuidado en restauraciones con alta retención friccional, ya que el insuficiente escurrimiento resultará en un aumento del espesor de película y, en consecuencia, una restauración mal adaptada. El tiempo de trabajo para la mayoría de casas comerciales está entre los tres y seis minutos. El tiempo de trabajo correspondiente puede variar entre 5 y 14 minutos. El tiempo de fraguado determina el momento a partir del cual el exceso de cemento puede ser removido de los márgenes de la restauración, con variaciones que dependen de la presentación comercial. Para algunos autores la espatulación es realizada con la incorporación lenta del polvo al líquido e inicialmente sólo se adicionan pequeños incrementos menores para hasta alcanzar la consistencia deseada.²⁹ El uso de una amplia área para la espatulación ayuda en la disipación del calor de la restauración, lo que retarda el proceso de fraguado. Otra forma de aumentar los tiempos de trabajo y de fraguado consiste en el enfriamiento de la platina para espatulación, procedimiento que retarda la reacción química entre el polvo y el líquido, permitiendo la incorporación de una cantidad óptima de polvo al líquido, sin que se produzca aumento en la viscosidad. Se indica una temperatura de 18 a 24°C cuando la humedad del ambiente es adecuada. La combinación de la platina fría con la mezcla incremental asegura que se mantenga un tiempo de trabajo

adecuado.^{29, 30} Otra manera de prolongar el tiempo de fraguado consiste en el uso del proceso de suavización del líquido, en este proceso, después de dispersar el polvo y el líquido sobre la platina de vidrio, se adiciona una pequeña cantidad de polvo sobre el líquido, esperando cerca de un minuto antes de realizar la espatulación total del material. Respecto a la manipulación, antes de utilizar los productos, se debe agitar el frasco del polvo discretamente y voltear el frasco del líquido antes de dispensar el contenido. La relación polvo líquido recomendada para este cemento es de 1,4 g para 0,5 ml según.³⁰ El polvo del cemento debe ser removido del frasco con la ayuda de un dosificador, proporcionado por el fabricante, y colocado sobre la platina de vidrio enfriada; después el polvo debe ser dividido en cuatro a seis porciones. El líquido es dispensado independientemente antes de iniciar la espatulación, a fin de evitar alteración en la composición con relación a la cantidad de agua. Cuando el líquido del cemento es expuesto a un ambiente húmedo absorbe agua lo que causa una reacción más rápida con el polvo y un tiempo de fraguado más corto. Por lo tanto, el recipiente debe estar bien cerrado cuando no se esté utilizando el material. Se utiliza una espátula de acero inoxidable con lámina larga y flexible para espatular el cemento en un área extensa y con movimientos amplios. El polvo es adicionado al líquido de porción en porción y en intervalos progresivos, en un tiempo total entre sesenta y noventa segundos dependiendo de la marca comercial. El procedimiento de aplicación del cemento y asentamiento de la restauración sobre la preparación debe ser realizado inmediatamente después de la mezcla y debe ser de no menos de cinco segundos. Es fundamental que el campo operatorio sea mantenido seco durante todo el procedimiento de cementación y que los excesos sólo sean removidos después de completar todo el tiempo de fraguado.

CEMENTO DE OXIDO DE ZINC

Cemento de Oxido de Zinc. Gilson, 1968, Viene en dos presentaciones, con y sin eugenol; el eugenol es uno de los irritantes químicos más blandos, con un pH alrededor de 7, induciendo una respuesta pulpar moderada, lo que en cierta manera prepara a la pulpa para agresiones subsecuentes. Aún en un medio húmedo es de fácil aplicación. Por su baja solubilidad a corto plazo, que confiere un verdadero sellado marginal y por sus excelentes propiedades biológicas es un excelente cemento temporal. Es indicado también para la cementación temporal de prótesis definitivas en dientes que presentan una sensibilidad elevada, para reducir la irritación pulpar. Sus propiedades biológicas son muy buenas para una cementación definitiva sin embargo su baja resistencia a la compresión, aun cuando está reforzada con polímeros, es equivalente a la mitad cuando se compara con cemento de fosfato de zinc y la elevada solubilidad frente a los fluidos bucales, a largo plazo, limitan su indicación para la cementación definitiva, además tiende a reblandecer las coronas acrílicas. Las propiedades mecánicas de estos cementos reforzados con polímeros son superiores a los cementos sin polímero. El cemento de Oxido de Zinc sin Eugenol, tiene la ventaja de tener una mejor resistencia a la tracción, no altera el color, y tiene mayor tiempo de fraguado. En un estudio donde se investigó la retención, filtración marginal y solubilidad del cemento de coronas cementadas provisionalmente con cemento temporal que contiene Fluoruro estañoso, se halló que el cemento libre de eugenol fue más retentivo que los otros, la incorporación de fluoruro estañoso incrementó significativamente la capacidad de retención del cemento libre de eugenol, pero no tuvo el mismo efecto en el cemento con eugenol. La filtración marginal de las coronas cementadas con los cementos temporales evaluados con y sin incorporación de Fluoruro estañoso fue similar. Frecuentemente la adición de SnF₂ aumenta la solubilidad de los cementos.^{29,30}

El uso de cementos provisionales para la cementación definitiva sobre implantes ha sido ampliamente discutido, Kokubo, 2010, en su estudio concluye que diferentes agentes cementantes provisionales pueden mejorar sus propiedades de resistencia a la tracción cuando los pilares son arenados.^{29,30,31}

CEMENTO DE IONÓMERO DE VIDRIO

El ionómero de vidrio, fueron introducidos por Wilson y Kent en 1971²⁹, presentan como principales características la capacidad de adherirse químicamente al esmalte y a la dentina y de liberar y reincorporar flúor combinando así propiedades del cemento de policarboxilato de zinc y del cemento de silicato, respectivamente. Actualmente se clasifican según su uso en tipo I para cementación, tipo II material restaurador y tipo III revestimiento o base. El cemento de ionómero de vidrio está constituido de polvo y líquido; el líquido está compuesto por agua o una solución de ácido tartárico diluido en agua. El polvo del cemento de ionómero de vidrio es un vidrio de fluoraluminosilicato de calcio soluble en ácido, obtenido por trituración para alcanzar partículas con cerca de 15 μm o menos. La radiopacidad puede ser obtenida por la adición de óxido de lantano, estroncio, bario u óxido de zinc. Según Anusavice, 1998, en las primeras formulaciones, el líquido era una solución acuosa de ácido poliacrílico, con una concentración aproximada del 50 %, presentando alta viscosidad y la tendencia a convertirse en gel con el tiempo. Las últimas formulaciones presentan el ácido en forma de un copolímero con ácido itacónico, maleico o tricarbóxico, lo que aumenta la reactividad del líquido, disminuye la viscosidad y reduce la tendencia a la gelificación. El ácido tartárico también está presente en el líquido para mejorar las características de manipulación y aumentar el tiempo de trabajo, logrando disminución en el tiempo de fraguado. Cuando el polvo es mezclado con agua, el ácido se disuelve y la reacción química prosigue de la misma forma que con el sistema tradicional.^{29,30,31} En la reacción química de estos cementos, los componentes reaccionan para formar una matriz en gel de unión

cruzada, que rodea partículas de polvo parcialmente reaccionadas. Algunas presentaciones comerciales son radiolúcidas, lo que no permite el control periódico para analizar la presencia de residuos de cementos después de la fijación y evaluar la interface diente-restauración en cuanto a la presencia de infiltración marginal. En relación a sus propiedades mecánicas, la resistencia de este cemento a la compresión puede variar entre 82 y 226 Mpa, la resistencia a la tracción es un poco superior a la del fosfato de zinc, con valores oscilando entre 4,2 y 7,6 Mpa, el módulo de elasticidad varía entre 3,5 y 11,2 Gpa, siendo inferior al del fosfato de zinc y superior a la del policarboxilato. La resistencia del ionómero de vidrio, 24 horas después del fraguado inicial es mayor que la del cemento del fosfato de zinc.^{32, 33, 34} La presencia de partículas de vidrio y la naturaleza iónica de la unión entre las cadenas de polímeros elevan los valores de rigidez. La resistencia a la compresión aumenta entre 24 horas y un año, diferente al cemento de policarboxilato. Algunos autores concluyen que la ausencia de contacto con la humedad durante los periodos iniciales de la mezcla del material aumenta con mayor rapidez la resistencia. En relación a la solubilidad, los valores medidos en agua son altos cuando se le compara con otros materiales, cuando los valores son medidos en ácido, los valores son muy bajos en comparación con los cementos de fosfato de zinc y policarboxilato de zinc. Considerando la alta solubilidad inicial y el tiempo para el fraguado total, 24 horas, es importante que el cemento sea protegido de la contaminación con la humedad durante ese periodo. Para los cementos en el que el líquido es el agua, la solubilidad inicial es menor; si el cemento fuese a base de ácido maleico, es aún menor, a pesar de que se debe proporcionar protección inicial, pues deberá ocurrir la disolución debido a la erosión ácida. Después de completar su maduración, el cemento de ionómero de vidrio, se convierte en uno de los cementos no resinosos más resistentes a la solubilidad y desintegración. En función a su tiempo de fraguado, este es menor que el del fosfato de zinc, y varía según la marca, siendo cinco a nueve minutos; en los cementos en los cuales el polvo es incorporado al agua, el fraguado inicial ocurre más rápido. Estudios demostraron que extender el tiempo de trabajo utilizando una platina de vidrio enfriada para realizar la mezcla, puede disminuir la resistencia a la

compresión y el módulo de elasticidad. Un tiempo de trabajo corto puede ser preferencial en situaciones de restauraciones unitarias y para profesionales con mayor familiaridad con la técnica. Con el inicio del fraguado del material ocurre un aumento rápido de la viscosidad, lo que impide un escurrimiento adecuado del cemento, por eso es muy importante que la mezcla, la aplicación del cemento y el asentamiento de la restauración en la preparación sean concluidos rápidamente para que se forme una película de alrededor de 25 μm .^{35, 36} El tamaño de las partículas del polvo para un cemento de ionómero de vidrio para cementación debe ser menor que para los materiales restauradores, lo que por consecuencia contraindica el uso de un cemento de ionómero de vidrio restaurador con fines de cementación. Si eso se hace, además de resultar en un material con propiedades mecánicas inferiores, se produce un material con un espesor de película superior, lo que impide el asentamiento correcto de la restauración en razón que el tamaño de partícula es mayor. Para la manipulación del cemento de ionómero de vidrio, la proporción polvo líquido recomendada varía dependiendo de la composición del líquido. Según Mezzomo, cuando el polvo es mezclado con el líquido del ácido carboxílico más viscoso, la proporción polvo líquido varía de 1,3:1 a 1,35:1, mientras que en aquel mezclado con agua, la proporción varía de 3,3:1 a 3,4:1. La presentación puede ser en sistema de frascos de polvo líquido o encapsulado. El polvo y el líquido son dispensados en una platina de vidrio o un bloque de papel para mezcla; la manipulación es realizada incorporando el polvo al líquido en grandes proporciones y mezclando rápidamente por 30 a 45 segundos.²⁹ Como las propiedades del ionómero de vidrio son influenciadas significativamente por los factores de manipulación, el asentamiento de la restauración debe ser realizado antes que el cemento pierda su apariencia brillante. Este cemento se vuelve quebradizo una vez que inicia su fraguado, lo que permite que el exceso del material sea removido por desprendimiento o fractura en los márgenes de la restauración. El cemento de ionómero de vidrio es muy sensible al contacto con el agua durante el fraguado; por eso el campo operatorio debe estar aislado durante su manipulación y fraguado inicial.^{29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36}

1.3 MARCO CONCEPTUAL

DISCREPANCIA DE ASENTAMIENTO MARGINAL

Es la distancia entre el borde de la estructura metálica, cofia metálica o cilindro colado y el hombro del pilar o margen de la preparación del pilar en titanio, medido en cuatro puntos a lo largo de la circunferencia del pilar a través de un Estereomicroscopio. También es conocido como GAP.^{1, 2, 3, 6, 12, 14, 22, 54}

GEOMETRÍA DEL PILAR

Un pilar se encuentra constituido por el cuello, el cuerpo y la conexión. El cuerpo puede ser de diferentes longitudes según los fabricantes, así mismo, este cuerpo, según su forma geométrica, puede ser cilíndrico tubular o hexagonal. Esta forma geométrica del cuerpo, también puede estar modificada por el grado de paralelismo de sus paredes, pudiendo ser de paredes paralelas o de paredes convergentes. Mientras más largo sea el cuerpo del pilar y mientras más paralelas sean sus paredes ´mayor será la resistencia a la tracción de las restauraciones.^{1, 2, 8, 12, 13, 14}

CEMENTO

Es una sustancia química que sirve como material de unión o interface entre la cofia metálica o cilindro colado y el pilar. En implantología, a diferencia de odontología convencional, existen variables diferentes para la selección del cemento ideal, siendo una de las más importantes la reversibilidad del material que permita el retiro de la restauración, es decir que tenga una adecuada resistencia a la tracción que no permita la expulsión de la restauración ante fuerzas funcionales pero que al mismo tiempo permita retirar la restauración para un adecuado mantenimiento. Otra variable importante es que no sea soluble a corto ni mediano plazo para que no deje interfaces

donde puedan colonizar las bacterias y finalmente que tenga el menor espesor de película para que no altere el adecuado asentamiento de la restauración. Los cementos más utilizados para estudios de asentamiento son el Oxido de Zinc libre de eugenol, el Ionómero de Vidrio de cementación y el Oxifosfato de Zinc.^{1, 3, 7, 12, 16, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43.}

ALTURA DEL PILAR

Distancia en milímetros desde la base del pilar a la cima del pilar. El cuerpo del pilar, comprende la distancia dada desde el hombro del cuello del pilar hasta la cima del cuerpo del pilar.^{2, 3, 5, 8, 16}

PILAR DE IMPLANTE

Dispositivo metálico que se ubica por encima del implante dental o de su correspondiente análogo y que sirve para retener una corona dentaria. Este puede tener diferentes alturas y geometrías (hexagonal, cilíndrico), pudiendo también tener paredes paralelas o convergentes.^{12, 16, 19}

IMPLANTE DENTAL

Dispositivo metálico de titanio, biocompatible, que se coloca dentro del hueso de los maxilares para reemplazar una raíz dentaria perdida.^{2, 4, 9, 11}

ESTEREOMICROSCOPIO

Microscopio óptico de alta resolución conectado a un computador que permite realizar medidas a escala milimétrica y micrométrica.^{1, 2, 3, 4, 8}

CAPÍTULO II

EL PROBLEMA, OBJETIVOS, HIPÓTESIS Y VARIABLES

2.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1.1. Descripción de la Realidad Problemática

En la última décadas, Lindhe J, Meyle, 2008, han reportado niveles altos de mucositis alrededor de los implantes dentales, siendo la discrepancia de asentamiento marginal o GAP, entre muchas otras, una de las principales causas; se dice que a mayor GAP, mayor será el acúmulo de placa microbiana y por ende mayor será el proceso inflamatorio.^{44,55} Una de las diferencias entre el uso de una prótesis atornillada versus cementada, es que esta última, como su nombre lo indica, utiliza un cemento, pudiendo este, alterar el íntimo asentamiento entre la restauración y el hombro del pilar del implante, incrementando el GAP. Por otro lado, el tipo de cemento utilizado es muy variable, siendo los más reportados en estudios clínicos en Implantología, los cementos provisionales de óxido de zinc sin eugenol; también han sido reportados en muchas investigaciones en laboratorio el uso del cemento fosfato de zinc, ionómero de vidrio y cementos resinosos.^{1, 2, 6, 7, 8, 12} Las investigaciones sostienen que los cementos provisionales brindan cierta reversibilidad comparado con los cementos definitivos, siendo uno de sus inconveniente,^{32, 33, 34} la falta de asentamiento de la prótesis, provocado por el espesor de película del cemento que nos obliga a realizar ajustes directamente en boca sobre la cerámica ya glaseada, alterando la anatomía, estética, brillo y función de la restauración. Por otro lado, una gran discrepancia, podría provocar la disolución del cemento, el ingreso de fluidos, restos alimenticios y

placa microbiana originando el inicio de un proceso inflamatorio periimplantario.^{45, 46, 47, 48, 49, 50, 51,52, 56}

2.1.2. Antecedentes Teóricos

El presente trabajo de investigación evalúa si el cemento utilizado para la fijación de restauraciones protésicas sobre pilares de implantes modifica el asentamiento de la cofia metálica sobre el pilar del implante y si existe alguna relación entre el tipo de cemento utilizado y las diferentes geometrías y alturas de los pilares utilizados.

Kıvanc Akca, en el 2002, compara la resistencia a la tensión de coronas sobre implantes cementadas con tres diferentes tipos de cements provisionales, policarboxilato y ionómero de vidrio, concluyendo que la mayor resistencia fue obtenida por cements definitivos con pilares largos y que la resistencia más baja fue con los cements provisionales asociados a pilares cortos, siendo la recomendación para el uso de cements provisionales el uso en restauraciones soportadas por múltiples implantes.³⁹

Göknil Ergün, en el 2011, compara la fuerza de retención de diferentes tipos de cements sobre coronas de implantes y concluye que los cements resinosos son los que presentan mejores propiedades seguidos por el fosfato de zinc y policarboxilato de zinc.³⁸

Ali Abdul Wahab, en el 2010, estudia la solubilidad de diversos tipos de cements y encuentra que las resinas son los cements que presentan la mayor resistencia a la solubilidad, seguido del policarboxilato, fosfato de zinc y finalmente el ionómero de vidrio.³⁷

Vrochari, en el 2010, también estudia la solubilidad de cuatro diferentes tipos de cementos resinosos, RelyX Unicem, Maxcem, Biscem, y Multilink Sprint, concluyendo que los cementos RelyX Unicem y Multilink Sprint fueron los únicos de los cuatro presentaban niveles de resistencia a la solubilidad compatibles con los requerimientos ISO 4049.^{42, 53}

Squier, 2001, en su estudio evaluó la resistencia retentiva de diferentes tipos de cementos, encontrando que las resinas presentaban la más alta fuerza retentiva, seguidos del fosfato de zinc y de los ionómeros reforzados con resina, mientras que los ionómeros de vidrio y los cementos de óxido de zinc sin eugenol mostraron los valores más bajos de retención.⁴⁰

Finalmente, según el estudio de Sheets, 2006, aún no existe un cemento ideal para Implantología, los ranking de cementos que se presentan deben ser tomados con cautela, la elección del tipo de cemento va a depender más de las características macroscópicas del pilar y la restauración. Wahl, en el 2007, llega a la misma conclusión.^{41, 43}

2.1.3. Definición del Problema

En el 2004, Wolfart¹² realiza un estudio para comparar diversos cementos, dentro de ellos el Óxido de Zinc libre de eugenol, Fosfato de Zinc, Ionómero de Vidrio, Policarboxilato y Resina Auto, además Wolfart evaluó si la cantidad de cemento influía en el incremento de la discrepancia de asentamiento, para lo cual la muestra se dividió en dos grupos, cofias a las cuales se les aplicó sólo la mitad de cemento y cofias a las cuales se les llenó

de cemento antes de ser cementadas; finalmente se examinó la discrepancia de asentamiento a través de un estereomicroscopio y se realizó el análisis estadístico y no se encontró diferencias estadísticamente significativas entre llenar parcial o completamente las cofias antes de ser cementadas, pero el llenar con cemento hasta la mitad si mostró pequeños resultados de una menor discrepancia de asentamiento; también se encontró que el uso del cemento provisional de óxido de zinc sin eugenol resultó en una menor y estadísticamente significativa ($P \leq .05$) discrepancia marginal después de la cementación que el uso de fosfato de zinc, ionómero de vidrio o resina de cementación; de este estudio el autor menciona que no solo es importante el tipo de agente cementante si no también la cantidad de cemento aplicado, que podría influenciar en la discrepancia después de la cementación ya que las cofias cementadas con un cemento que cubre la mitad o totalmente la cofia, mostraron niveles similares de retención, pero las cofias que tuvieron cemento hasta la mitad presentaron una menor discrepancia de asentamiento; finalmente el autor concluye que cubrir las restauraciones con cemento hasta la mitad no disminuye los valores de retención pero mejora el asentamiento marginal; el uso del óxido de zinc libre de eugenol produce un menor cambio en la discrepancia de asentamiento después de la cementación; el cemento de Policarboxilato demostró un alto valor de retención con pequeños cambios en la discrepancia marginal después de la cementación.¹² En el 2008 Siadat, utiliza 24 estructuras divididas en tres grupos, estructuras confeccionadas a partir de cofias preformadas completamente calcinables, estructuras

confeccionadas a partir de cofias de impresión y el tercer grupo a partir de técnicas de encerado convencional; los especímenes fueron seccionados y preparados para una evaluación con microscopio electrónico; la discrepancia vertical media arrojó valores de $53.74 \pm 11.0 \mu\text{m}$ para las cofias preformadas completamente calcinables, $63.6 \pm 13.2 \mu\text{m}$ para las estructuras confeccionadas a partir de cofias de impresión, y $50.1 \pm 17.3 \mu\text{m}$ para la técnica de encerado convencional; no se encontró diferencias estadísticamente significativas en todos los grupos ($P > 0.05$); el uso de cofias preformadas, para fabricar las estructuras, incrementa significativamente la discrepancia horizontal entre las interfaces siendo la técnica que menor discrepancia produjo la del encerado convencional.^{13,14}

Problema General

Por lo antes expuesto, nos preguntamos: ¿Cómo influye la geometría del pilar, la altura del pilar y el tipo de cemento en el asentamiento marginal de las estructuras metálicas sobre los pilares de implantes?

Problemas Específicos

1. ¿Cómo influye la geometría del **pilar hexagonal** de **4mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Oxido de Zinc** sobre los pilares de implantes?

2. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Hexagonal** de **4mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Ionómero de Vidrio** sobre los pilares de implantes?
3. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Hexagonal** de **4mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Oxifosfato de Zinc** sobre los pilares de implantes?
4. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Cilíndrico** de **4mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Oxido de Zinc** sobre los pilares de implantes?
5. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Cilíndrico** de **4mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Ionómero de Vidrio** sobre los pilares de implantes?
6. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Cilíndrico** de **4mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Oxifosfato de Zinc** sobre los pilares de implantes?
7. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Cilíndrico** de **5.5mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Oxido de Zinc** sobre los pilares de implantes?

8. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Cilíndrico** de **5.5mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Ionómero de Vidrio** sobre los pilares de implantes?

9. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Cilíndrico** de **5.5mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Oxifosfato de Zinc** sobre los pilares de implantes?

10. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Cilíndrico** de **7mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Oxido de Zinc** sobre los pilares de implantes?

11. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Cilíndrico** de **7mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Ionómero de Vidrio** sobre los pilares de implantes?

12. ¿Cómo influye la geometría del **Pilar Cilíndrico** de **7mm** de altura en el **asentamiento marginal** de las estructuras metálicas cementadas con **Oxifosfato de Zinc** sobre los pilares de implantes?

2.2. FINALIDAD Y OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

2.2.1. Finalidad e Importancia

La finalidad del presente trabajo de investigación es evaluar si el cemento utilizado para la fijación de restauraciones protésicas sobre pilares de implantes modifica el asentamiento de la cofia metálica sobre el pilar del implante y si existe alguna relación entre el tipo de cemento utilizado y las diferentes geometrías y alturas de los pilares utilizados.

2.2.2. Objetivo General y Específicos

Objetivo General:

Evaluar *in vitro* el asentamiento marginal de estructuras metálicas sobre pilares de implantes según geometría del pilar, altura del pilar y tipo de cemento.

Objetivos Específicos:

1. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre pilares **Hexagonales de 4 mm** de altura cementados con **Óxido de Zinc sin Eugenol**.

2. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Hexagonales de 4 mm** de altura cementados con **Ionómero de Vidrio**.
3. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Hexagonales de 4 mm** de altura cementados con **OxiFosfato de Zinc**.
4. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 4 mm** de altura cementados con **Óxido de Zinc sin Eugenol**.
5. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 4 mm** de altura cementados con **Ionómero de Vidrio**.
6. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 4 mm** de altura cementados con **OxiFosfato de Zinc**.
7. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 5.5 mm** de altura cementados con **Óxido de Zinc sin Eugenol**.
8. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 5.5 mm** de altura cementados con **Ionómero de Vidrio**.
9. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 5.5 mm** de altura cementados con **OxiFosfato de Zinc**.

10. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 7 mm** de altura cementados con **Óxido de Zinc sin Eugenol**.
11. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 7 mm** de altura cementados con **Ionómero de Vidrio**.
12. Evaluar *in vitro* el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 7 mm** de altura cementados con **OxiFosfato de Zinc**.

2.2.3. Delimitaciones del Estudio

Delimitación Temporal: El estudio se realizó de Junio del 2016 a Julio del 2017.

Delimitación Espacial: La investigación se desarrolló en los laboratorios de la Universidad Cayetano Heredia.

Delimitación Social: La muestra estuvo conformada por 64 cofias sobre pilares de implantes de diferentes geometrías y 3 cementos diferentes (Óxido de Zinc, Ionómero de vidrio y Oxifosfato de Zinc).

Delimitación Conceptual: Los conceptos vertidos en el trabajo de investigación serán: Discrepancia marginal o GAP, Geometría del Pilar, Altura del Pilar, Cemento.

2.2.4. **Justificación e Importancia del Estudio.**

Tiene una importancia teórica, debido a que en la actualidad no existe mucha información relacionada a la alteración del asentamiento de las estructuras protésicas en relación al tipo de cemento utilizado y su macrogeometría, por tanto, al demostrar esta relación, estaríamos brindando un gran aporte científico. El aporte social está implícito al encontrar un cemento que nos brinde una menor discrepancia de asentamiento y que este no altere la morfología, integridad, función, estética y salud de los tejidos periimplantarios y de la misma prótesis, por lo tanto, el propósito de esta investigación será evaluar *in vitro* la discrepancia del asentamiento protésico utilizando diversos agentes cementantes.

Los resultados y conclusiones obtenidos en este trabajo, serán un aporte o beneficio a la gran comunidad científica odontológica, a la línea de investigación de prótesis sobre implantes, a la Maestría en Estomatología de la Universidad Inca Garcilaso de la Vega y finalmente a los pacientes a quienes debemos nuestra dedicación.

2.3. HIPÓTESIS Y VARIABLES

2.3.1. Supuestos Teóricos:

Los diferentes tipos de cementos, así como las diferentes geometrías y alturas del pilar influyen en la menor o mayor discrepancia de asentamiento marginal de las estructuras metálicas cementadas sobre pilares de implantes.

2.3.2. Hipótesis Principal y Específicas

Hipótesis Principal.

La geometría del pilar, la altura del pilar y el tipo de cemento **incrementan** el valor del asentamiento marginal de estructuras metálicas sobre pilares de implantes.

Hipótesis Específicas.

1. El cemento de **Óxido de Zinc sin Eugenol**, **incrementa** el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre pilares **Hexagonales de 4 mm** de altura

2. El cemento de **Ionómero de Vidrio** incrementa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Hexagonales de 4 mm** de altura
3. El cemento de **OxiFosfato de Zinc** incrementa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Hexagonales de 4 mm** de altura
4. El cemento de **Óxido de Zinc sin Eugenol** incrementa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 4 mm** de altura.
5. El cemento de **Ionómero de Vidrio** incrementa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 4 mm** de altura.
6. El cemento de **OxiFosfato de Zinc** incrementa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 4 mm** de altura.
7. El cemento de **Óxido de Zinc sin Eugenol** incrementa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 5.5 mm** de altura.
8. El cemento de **Ionómero de Vidrio** incrementa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 5.5 mm** de altura.

9. El cemento de **OxiFosfato de Zinc incrementa** el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 5.5 mm** de altura..
10. El cemento de **Óxido de Zinc sin Eugenol incrementa** el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 7 mm** de altura.
11. El cemento de **Ionómero de Vidrio incrementa** el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 7 mm** de altura.
12. El cemento de **OxiFosfato de Zinc incrementa** el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 7 mm** de altura.

2.3.3. Variables e Indicadores

Variable Dependiente

Discrepancia de Asentamiento Marginal después de la cementación:

Serán de dos tipos:

1. Aceptable: Menor o igual a 120 μm .
2. No Aceptable: Mayor a 120 μm .

Variable de tipo cuantitativa, medida en escala de razón, definida como la distancia entre el borde de la estructura y el margen de la preparación del pilar en titanio, medido en cuatro puntos a lo largo de la circunferencia del pilar, determinada a través de la maquina Estereomicroscopio.

Variable Independiente

Geometría del pilar:

1. Hexagonal de paredes paralelas.
2. Cilíndrico de paredes convergentes.

Variable de tipo cualitativa medida en escala nominal, definida como la forma geométrica del pilar y el grado de paralelismo de sus paredes.

Tipo de cemento:

Serán de tres tipos:

1. Oxido de Zinc libre de eugenol.
2. Oxifosfato de Zinc.
3. Ionómero de Vidrio de cementación

Variable de tipo cualitativa medida en escala nominal, definida como la distribución del cemento sobre los pilares sólidos y cilindros colados respectivamente.

Altura del pilar:

Serán de tres tipos:

1. 4 mm : Distancia medida desde su base hasta la cima del pilar.
2. 5.5 mm : Distancia medida desde su base hasta la cima del pilar.
3. 7 mm : Distancia medida desde su base hasta la cima del pilar.

Variable de tipo cuantitativa medida en escala ordinal, definida como la altura en milímetros del pilar sólido sobre el cual se cementará el cilindro colado.

CAPÍTULO III

MÉTODO, TÉCNICA E INSTRUMENTOS

3.1. POBLACIÓN Y MUESTRA

La unidad de análisis estará conformado por análogos de pilares sumergidos en bloques de resina acrílica mediante la técnica de muestreo aleatorizado y el tamaño muestral será determinado mediante una formula estadística en base a los datos obtenidos en la prueba piloto.

$$n = \frac{Z^2 * S^2}{d^2}$$

Se formarán los siguientes grupos:

Grupo 1: Estructuras metálicas sobre pilares **Hexagonales (CERAONE)** de **4 mm** de altura cementados con **Óxido de Zinc sin Eugenol**

Grupo 2: Estructuras metálicas sobre **pilares Hexagonales (CERAONE)** de **4 mm** de altura cementados con **Ionómero de Vidrio**.

Grupo 3: Estructuras metálicas sobre **pilares Hexagonales (CERAONE)** de **4 mm** de altura cementados con **OxiFosfato de Zinc**.

Grupo 4: Estructuras metálicas sobre pilares Cilíndricos de 4 mm de altura cementados con **Óxido de Zinc sin Eugenol.**

Grupo 5: Estructuras metálicas sobre pilares Cilíndricos de 4 mm de altura cementados con **Ionómero de Vidrio.**

Grupo 6: Estructuras metálicas sobre pilares Cilíndricos de 4 mm de altura cementados con **OxiFosfato de Zinc.**

Grupo 7: Estructuras metálicas sobre pilares Cilíndricos de 5.5 mm de altura cementados con **Óxido de Zinc sin Eugenol.**

Grupo 8: Estructuras metálicas sobre pilares Cilíndricos de 5.5 mm de altura cementados con **Ionómero de Vidrio.**

Grupo 9: Estructuras metálicas sobre pilares Cilíndricos de 5.5 mm de altura cementados con **OxiFosfato de Zinc.**

Grupo 10: Estructuras metálicas sobre pilares Cilíndricos de 7 mm de altura cementados con **Óxido de Zinc sin Eugenol.**

Grupo 11: Estructuras metálicas sobre pilares Cilíndricos de 7 mm de altura cementados con **Ionómero de Vidrio.**

Grupo 12: Estructuras metálicas sobre pilares Cilíndricos de 7 mm de altura cementados con **OxiFosfato de Zinc.**

Grupo 13: Cilindros plásticos sobre pilares hexagonales y cilíndricos sin cementar.

3.2. DISEÑO A UTILIZAR EN EL ESTUDIO

El diseño del estudio será de tipo experimental *in vitro*.

3.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Los datos serán registrados mediante una ficha de recolección de datos (Anexo 1).

Se utilizará el método de la observación y se procederá a realizar lo siguiente:

Elaboración de los especímenes

Para este estudio se tomarán 64 análogos de pilares de titanio prefabricados hexagonales de 4 mm y cilíndricos de 4mm, 5.5 mm y 7 mm, con sus respectivos cilindros plásticos prefabricados de la casa Titaniumfix.

Los pilares serán marcados y distribuidos en grupos de evaluación.

Cada análogo se montará en un cilindro acrílico de 1cm de diámetro por 1 cm de alto. Cada una de las estructuras fueron fabricadas por un técnico dental experimentado y entrenado específicamente en este sistema. La cementación se realizó de acuerdo con las instrucciones de cada fabricante.

La adaptación marginal se evaluó tomando cuatro mediciones en diferentes puntos a lo largo del margen de la circunferencia a la línea de terminación y se tomó como medida de la adaptación marginal la distancia entre el borde de la estructura y el margen de la preparación del pilar en titanio.

Las mediciones de la adaptación marginal se realizaron con un equipo de Estereomicroscopia a 200 X (Leica application suite 2.0.0), las medidas de cada espécimen se fotografiaron y se evaluaron.

Los agentes de cementación se mezclaron después de leer las instrucciones del fabricante. Las estructuras fueron cementadas sobre su respectivo pilar con una carga uniforme de 5 kg y las mediciones de la adaptación marginal fueron nuevamente analizadas con la Estereomicroscopia y las medidas de cada espécimen se fotografiaron y se evaluaron.

3.4. PROCESAMIENTO DE DATOS

Para el análisis univariado, se procederá a obtener la estadística descriptiva (media y desviación estándar) de las variables en estudio, registradas en una tabla de frecuencia.

Además, se determinará si la muestra tendrá distribución normal mediante la prueba de Shapiro-Wilk y la prueba de Levene.

Para el análisis multivariado se utilizará la prueba de ANOVA de presentar distribución normal o la prueba Kruskal-Wallis de no presentar distribución normal.

CAPÍTULO IV

PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

4.1. PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

En el análisis univariado, se realizó la prueba de Shapiro Wilk debido a que la cantidad de la muestra fue de 8 por grupo. No se realizó la prueba de Kolmogorov Smirnov que requiere una muestra mayor a 30.

Grupo Cemento Óxido de Zinc

Al analizar la discrepancia marginal de los cilindros plásticos maquinados de fábrica, antes de ser procesados a cilindros colados, sobre los análogos de los pilares protéticos y antes de ser cementados, se encontró que tanto para el grupo Hexagonal 4mm, así como para los Cilíndricos de 4mm, 5mm y 7 mm la discrepancia marginal fue en promedio 20 μ , siendo su valor mínimo de 16 μ y su valor máximo de 27 μ medido en todos los pilares en cuatro puntos equidistantes. . (Tabla N° 1)

TABLA N° 1

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL EN CUATRO PUNTOS EQUIDISTANTES
ENTRE LOS CILINDROS PLÁSTICOS POSICIONADOS SOBRE LOS
ANÁLOGOS DE LOS PILARES PROTÉSICOS DE IMPLANTES ANTES DE
LA CEMENTACIÓN**

| GRUPO | PROMEDIO | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|----------------------|----------|-----|-----|----------------------------|
| CILINDRO PLÁSTICO | 20 | 16 | 27 | p=0.50 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

Al analizar la discrepancia marginal de los cilindros colados posicionados sobre los análogos de los pilares protéticos de implantes cementados con cemento de **Óxido de Zinc** se encontró que tanto para el grupo Hexagonal 4mm, así como para los Cilíndricos de 4mm, 5mm y 7 mm; la prueba de Shapiro Wilk dio resultados de P 0.50 - 0.19 - 0.51 - 0.32 respectivamente, lo cual nos indica que todos los grupos al tener un $P > 0.05$ tienen distribución normal. (**Tabla N° 2 – Gráfico 1**).

TABLA N° 2

| ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN <i>IN VITRO</i> DE LA DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES PROTÉSICOS DE IMPLANTES CON CEMENTO OXIDO DE ZINC | | | | | |
|---|-----------------|-------------|-------------|--------------|--------------------------------------|
| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
| HEXAGONAL 4mm | 42.98 | 8.15 | 31.8 | 50 | p=0.50 |
| CILÍNDRICO 4mm | 38.51 | 5.32 | 31 | 42.4 | p=0.19 |
| CILÍNDRICO 5.5 mm | 38.30 | 6.55 | 29.2 | 44.80 | p=0.51 |
| CILÍNDRICO 7 mm | 51.21 | 4.82 | 45.2 | 55.22 | p=0.32 |
| TOTAL | 42.75 | 7.83 | 29.2 | 55.22 | |

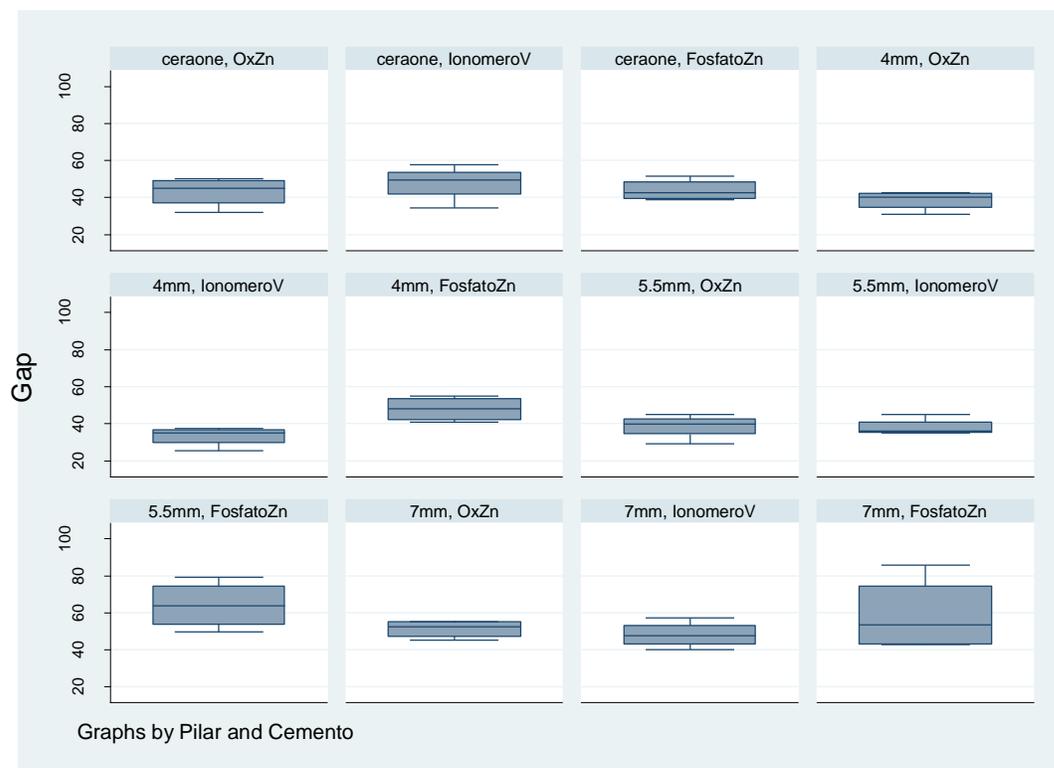
Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

GRÁFICO N° 1



En el análisis univariado de la discrepancia marginal en los cilindros colados cementados con óxido de zinc sobre pilar hexagonal de 4 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $43 \mu \pm 8$, siendo su valor mínimo de 31μ y su valor máximo de 50μ . (Tabla N° 3).

TABLA N° 3

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE ANÁLOGOS DE PILARES PROTÉSICOS DE
IMPLANTES HEXAGONALES DE 4 mm CON CEMENTO OXIDO DE ZINC**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|------------------|--------------|-------------|-------------|--------------|----------------------------|
| HEXAGONAL 4mm | 42.98 | 8.15 | 31.8 | 50 | p=0.50 |
| TOTAL | 42.75 | 7.83 | 29.2 | 55.22 | |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal en los cilindros colados cementados con óxido de zinc sobre pilar cilíndrico de 4 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $39 \mu \pm 5$, siendo su valor mínimo de 31μ y su valor máximo de 42μ . (Tabla N° 4).

TABLA N° 4

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE ANÁLOGOS DE PILARES PROTÉSICOS DE
IMPLANTES CILÍNDRICOS DE 4 mm CON CEMENTO OXIDO DE ZINC**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|-------------------|-----------------|-------------|------------|-------------|--------------------------------------|
| CILÍNDRICO 4mm | 38.51 | 5.32 | 31 | 42.4 | p=0.19 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal en los cilindros colados cementados con óxido de zinc sobre pilar cilíndrico de 5.5 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $38 \mu \pm 7$, siendo su valor mínimo de 29μ y su valor máximo de 45μ . (Tabla N° 5).

TABLA N° 5

| ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN <i>IN VITRO</i> DE LA DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS POSICIONADOS SOBRE ANÁLOGOS DE PILARES PROTÉSICOS DE IMPLANTES CILÍNDRICOS DE 5.5 mm CON CEMENTO OXIDO DE ZINC | | | | | |
|---|-----------------|-------------|-------------|--------------|--------------------------------------|
| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
| CILÍNDRICO 5.5 mm | 38.30 | 6.55 | 29.2 | 44.80 | p=0.51 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal en los cilindros colados cementados con óxido de zinc sobre pilar cilíndrico de 7 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $51 \mu \pm 5$, siendo su valor mínimo de 45μ y su valor máximo de 55μ . (**Tabla N° 6**).

TABLA N° 6

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE ANÁLOGOS DE PILARES PROTÉSICOS DE
IMPLANTES CILÍNDRICO DE 7 mm CON CEMENTO OXIDO DE ZINC**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|--------------------|--------------|-------------|-------------|--------------|----------------------------|
| CILÍNDRICO 7 mm | 51.21 | 4.82 | 45.2 | 55.22 | p=0.32 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con óxido de zinc sobre todos los tipos de pilares (hexagonal, cilíndrico de 4, 5.5 y 7 mm), se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $43 \mu \pm 8$, siendo su valor mínimo de 29μ y su valor máximo de 55μ . (**Tabla N° 7**).

TABLA N° 7

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE ANÁLOGOS DE PILARES PROTÉSICOS DE
IMPLANTES HEXAGONALES DE 4 mm Y CILÍNDRICOS DE 4, 5.5 Y 7 mm
CON CEMENTO OXIDO DE ZINC**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|-------|--------------|-------------|-------------|--------------|----------------------------|
| TOTAL | 42.75 | 7.83 | 29.2 | 55.22 | |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

Grupo Cemento Ionómero de Vidrio

Al analizar la discrepancia marginal de los cilindros colados posicionados sobre los análogos de los pilares protéticos de implantes cementados con cemento de **Ionómero de Vidrio** se encontró que tanto para el grupo Hexagonal 4mm, así como para los Cilíndricos de 4mm, 5.5mm y 7 mm; la prueba de Shapiro Wilk dio resultados de 0.00 - 0.17 - 0.051 - 0.95 respectivamente, lo cual nos indica que todos los grupos de pilares cilíndricos al tener un $P > 0.05$ tienen distribución normal. (Tabla N° 8).

TABLA N° 8

| ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN <i>IN VITRO</i> DE LA DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES PROTÉSICOS DE IMPLANTES CON CEMENTO IONÓMERO DE VIDRIO | | | | | |
|--|-----------------|-------------|--------------|--------------|--------------------------------------|
| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
| HEXAGONAL 4mm | 47.70 | 9.66 | 34.41 | 50 | p=0.00 |
| CILÍNDRICO 4mm | 33.08 | 5.38 | 25.22 | 42.4 | p=0.17 |
| CILÍNDRICO 5.5 mm | 38.06 | 4.69 | 35 | 44.80 | p=0.051 |
| CILÍNDRICO 7 mm | 48.06 | 7.16 | 40.04 | 55.22 | p=0.95 |
| TOTAL | 41.72 | 9.10 | 9.10 | 25.22 | |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con ionómero de vidrio sobre los pilares hexagonales de 4 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor

promedio de $48 \mu \pm 10$, siendo su valor mínimo de 34μ y su valor máximo de 50μ . (Tabla N° 9).

TABLA N° 9

| ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN <i>IN VITRO</i> DE LA DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS HEXAGONALES DE LOS PILARES PROTÉSICOS DE 4 mm CON CEMENTO IONÓMERO DE VIDRIO | | | | | |
|---|-----------------|-------------|--------------|------------|--------------------------------------|
| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
| HEXAGONAL 4mm | 47.70 | 9.66 | 34.41 | 50 | p=0.00 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con ionómero de vidrio sobre los pilares cilíndricos de 4 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $33 \mu \pm 5$, siendo su valor mínimo de 25μ y su valor máximo de 42μ . (Tabla N° 10).

TABLA N° 10

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES
CILÍNDRICOS DE 4 mm CON CEMENTO IONÓMERO DE VIDRIO**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|-------------------|--------------|-------------|--------------|-------------|----------------------------|
| CILÍNDRICO 4mm | 33.08 | 5.38 | 25.22 | 42.4 | p=0.17 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con ionómero de vidrio sobre los pilares cilíndricos de 5.5 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $38 \mu \pm 5$, siendo su valor mínimo de 35μ y su valor máximo de 45μ . (Tabla N° 11).

TABLA N° 11

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES
CILÍNDRICOS DE 5.5 mm CON CEMENTO IONÓMERO DE VIDRIO**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|----------------------|--------------|-------------|-----------|--------------|----------------------------|
| CILÍNDRICO 5.5 mm | 38.06 | 4.69 | 35 | 44.80 | p=0.051 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con ionómero de vidrio sobre los pilares hexagonales de 7 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $48 \mu \pm 7$, siendo su valor mínimo de 40μ y su valor máximo de 55μ . (Tabla N° 12).

TABLA N° 12

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES
CILÍNDRICOS DE 7 mm CON CEMENTO IONÓMERO DE VIDRIO**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|--------------------|--------------|-------------|--------------|--------------|----------------------------|
| CILÍNDRICO 7 mm | 48.06 | 7.16 | 40.04 | 55.22 | p=0.95 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con ionómero de vidrio sobre todos los tipos de pilares (hexagonal, cilíndrico de 4, 5.5 y 7 mm), se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $41 \mu \pm 9$, siendo su valor mínimo de 9μ y su valor máximo de 55μ . (**Tabla N° 13**).

TABLA N° 13

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE PILARES HEXAGONALES
DE 4 mm y CILÍNDRICOS DE 4mm, 5.5 mm y 7 mm CON CEMENTO DE
IONÓMERO DE VIDRIO**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|-------|--------------|-------------|-------------|--------------|----------------------------|
| TOTAL | 41.72 | 9.10 | 9.10 | 55.22 | |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

Grupo Cemento Oxifosfato de Zinc

Al analizar la discrepancia marginal de los cilindros colados posicionados sobre los análogos de los pilares protéticos de implantes cementados con cemento de **Oxifosfato de Zinc** se encontró que tanto para el grupo Hexagonal 4mm, así como para los Cilíndricos de 4mm, 5mm y 7 mm; la prueba de Shapiro Wilk dio resultados de 0.41 - 0.43 - 0.86 - 0.30 respectivamente, lo cual nos indica que todos los grupos de pilares al tener un $P > 0.05$ tienen distribución normal. (**Tabla N° 14**).

TABLA N° 14

| ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN <i>IN VITRO</i> DE LA DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES PROTÉSICOS DE IMPLANTES CON CEMENTO OXIFOSFATO DE ZINC | | | | | |
|--|-----------------|--------------|--------------|--------------|--------------------------------------|
| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
| HEXAGONAL 4mm | 43.75 | 5.83 | 38.82 | 51.4 | p=0.41 |
| CILÍNDRICO 4mm | 47.81 | 6.75 | 40.8 | 54.83 | p=0.43 |
| CILÍNDRICO 5.5 mm | 64.07 | 12.94 | 49.8 | 79.06 | p=0.86 |
| CILÍNDRICO 7 mm | 58.73 | 20.18 | 42.8 | 85.66 | p=0.30 |
| TOTAL | 53.60 | 14.21 | 38.82 | 85.66 | |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con fosfato de zinc sobre los pilares hexagonales de 4 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $44 \mu \pm 6$, siendo su valor mínimo de 38μ y su valor máximo de 51μ . (Tabla N° 15).

TABLA N° 15

| ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN <i>IN VITRO</i> DE LA DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES HEXAGONALES DE 4mm CON CEMENTO OXIFOSFATO DE ZINC | | | | | |
|---|-----------------|-------------|--------------|-------------|-----------------------------|
| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
| HEXAGONAL 4mm | 43.75 | 5.83 | 38.82 | 51.4 | p=0.41 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con Oxifosfato de zinc sobre los pilares cilíndricos de 4 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $48 \mu \pm 7$, siendo su valor mínimo de 41μ y su valor máximo de 55μ . (Tabla N° 16).

TABLA N° 16

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES
CILÍNDRICOS DE 4mm CON CEMENTO OXIFOSFATO DE ZINC**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|-------------------|--------------|-------------|-------------|--------------|----------------------------|
| CILÍNDRICO 4mm | 47.81 | 6.75 | 40.8 | 54.83 | p=0.43 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con Oxifosfato de zinc sobre los pilares cilíndricos de 5.5 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $64 \mu \pm 13$, siendo su valor mínimo de 50μ y su valor máximo de 79μ . (Tabla N° 17).

TABLA N° 17

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES
CILÍNDRICOS DE 5.5mm CON CEMENTO OXIFOSFATO DE ZINC**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|----------------------|--------------|--------------|-------------|--------------|----------------------------|
| CILÍNDRICO 5.5 mm | 64.07 | 12.94 | 49.8 | 79.06 | p=0.86 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con Oxifosfato de zinc sobre los pilares cilíndricos de 7 mm, se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $59 \mu \pm 20$, siendo su valor mínimo de 43μ y su valor máximo de 86μ . (Tabla N° 18).

TABLA N° 18

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES
CILÍNDRICOS DE 7mm CON CEMENTO OXIFOSFATO DE ZINC**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|--------------------|--------------|--------------|-------------|--------------|----------------------------|
| CILÍNDRICO 7 mm | 58.73 | 20.18 | 42.8 | 85.66 | p=0.30 |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis univariado de la discrepancia marginal promedio en los cilindros colados cementados con oxifosfato de zinc sobre todos los tipos de pilares (hexagonal, cilíndrico de 4, 5.5 y 7 mm), se encontró un incremento substancial de la discrepancia marginal siendo este valor promedio de $54 \mu \pm 14$, siendo su valor mínimo de 39μ y su valor máximo de 86μ . (**Tabla N° 19**).

TABLA N° 19

**ANÁLISIS UNIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA
DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LOS CILINDROS COLADOS
POSICIONADOS SOBRE TODOS LOS ANÁLOGOS DE LOS PILARES
PROTÉSICOS HEXAGONALES DE 4mm Y CILÍNDRICOS DE 4mm, 5.5mm
y 7 mm CON CEMENTO OXIFOSFATO DE ZINC**

| GRUPO | PROMEDIO | DS | MIN | MAX | SHAPIRO WILK Sig |
|-------|--------------|--------------|--------------|--------------|----------------------------|
| TOTAL | 53.60 | 14.21 | 38.82 | 85.66 | |

Todos los valores se miden en μ .

DS : Desviación Estándar, MIN : Mínimo, MAX : Máximo, Sig : Significancia, se mide a través de p.

N : Cantidad de la muestra, si N es menor de 30 se utiliza Shapiro Wilk, si N es mayor de 30 se usa Kolmogorov Smirnov. La muestra de este estudio para cada grupo fue N = 4

*Si $P < 0.05$ se dice que no hay distribución normal.

**Si $P > 0.05$ se dice que hay distribución normal.

En el análisis bivariado el grupo PILAR HEXAGONAL / IONÓMERO DE VIDRIO presenta un p de 0.000 (sin distribución normal); a pesar que los demás grupos presentan distribución normal, se considera, por esta razón, a todos SIN DISTRIBUCIÓN NORMAL y se utiliza la prueba No Paramétrica de Kruskal Wallis.

Cuando se realiza la prueba de Kruskal Wallis para comparar las variables en relación a la geometría del pilar (Hexagonal y Cilíndrico) y los diferentes tipos de cemento (Oxido de Zn, Ionómero de Vidrio y Oxifosfato de Zinc) se encontró un $P < 0.05$ ($P = 0.0165$), lo cual significa que las diferencias encontradas son estadísticamente significativas (**Tabla N°20**).

Por lo tanto, como resultado se puede observar que el cemento de Fosfato de Zinc es el que presenta la mayor discrepancia marginal (54μ) comparado con el Óxido de Zinc (43μ) y el Ionómero de Vidrio (42μ). (**Gráfico N° 2**)

El Ionómero de Vidrio (42μ).mostró una mínima diferencia en relación al cemento de Óxido de Zinc (43μ).

TABLA N° 20

ANÁLISIS BIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LAS DIFERENTES GEOMETRIAS DEL PILAR Y LOS DIFERENTES CEMENTOS: OXIDO DE ZINC, IONÓMERO DE VIDRIO Y FOSFATO DE ZINC

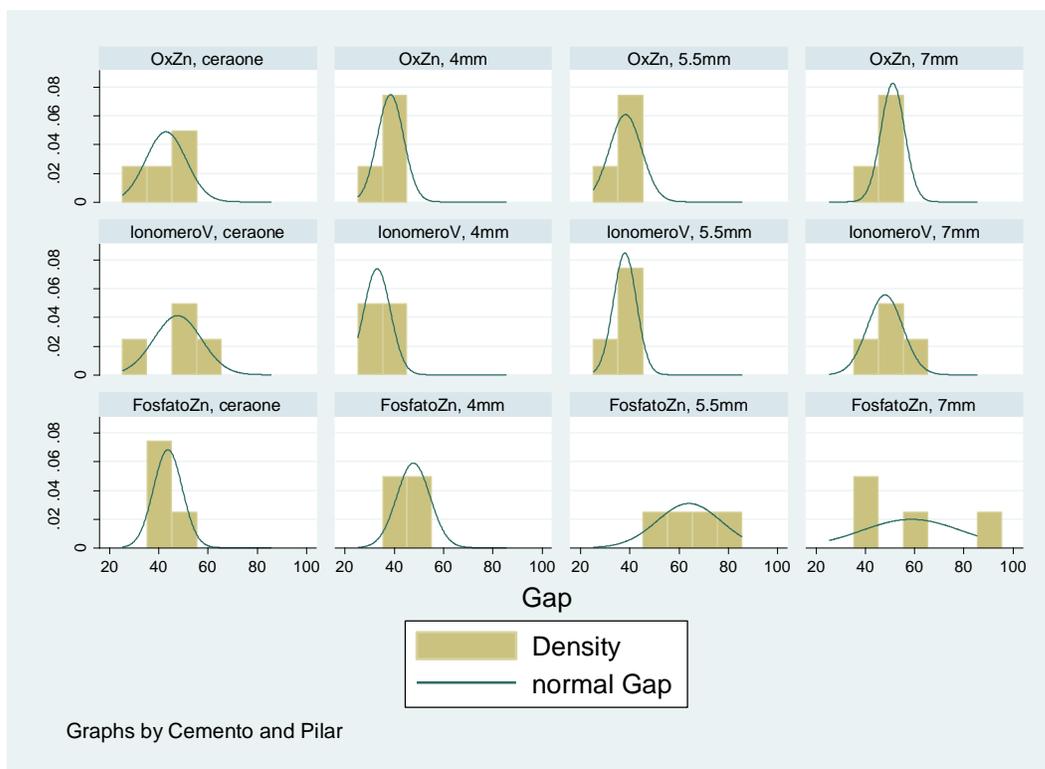
| GRUPO | PROMEDIO OX Zn | PROMEDIO IV | PROMEDIO FOSFATO Zn | KRUSKAL WALLIS Sig |
|----------------------|---------------------------|------------------------|------------------------------------|-----------------------------------|
| HEXAGONAL 4mm | 42.98 | 47.70 | 43.75 | |
| CILÍNDRICO 4mm | 38.51 | 33.08 | 47.81 | p=0.0165 |
| CILÍNDRICO 5.5 mm | 38.30 | 38.06 | 64.07 | |
| CILÍNDRICO 7 mm | 51.21 | 48.06 | 58.73 | |
| TOTAL | 42.75 | 41.72 | 53.60 | |

Todos los valores se miden en μ .

*Si $P < 0.05$ se dice que hay diferencia estadísticamente significativa

**Si $P > 0.05$ se dice que no hay diferencia estadísticamente significativa

GRÁFICO N° 2



Cuando se realiza la prueba de Kruskal Wallis para comparar las variables en relación a la geometría del pilar (Hexagonal y Cilíndrico) y las diferentes alturas del cuerpo del pilar (Hexagonal 4 mm y Cilíndrico 4mm, 5.5mm y 7mm) se encontró un $P < 0.05$ ($P = 0.0329$), lo cual significa que las diferencias encontradas son estadísticamente significativas (**Tabla N°21**).

Al comparar las diferentes discrepancias marginales en relación a la altura del cuerpo del pilar se observa que a mayor altura del pilar mayor es la discrepancia marginal independiente del tipo de cemento. Para el cemento de Ionómero de Vidrio con pilar de 4 mm la discrepancia marginal promedio fue de 33μ y se incrementó a 48μ cuando fue 7 mm. Para el cemento de Oxido de Zinc con pilar de 4 mm la discrepancia marginal promedio fue de 39μ y se incrementó a 51μ cuando

incrementó la altura del pilar a 7 mm. Para el cemento de Fosfatode Zinc con pilar de 4 mm la discrepancia marginal promedio fue de 48 μ y se incrementó a 59 μ cuando incrementó la altura del pilar a 7 mm, llegando a un valor máximo de 86 μ .

Cuando se comparan los Pilares Hexagonales de 4mm con paredes paralelas versus los Pilares Cilíndricos de 4mm de paredes convergentes se observa una mayor discrepancia marginal en los Pilares Hexagonales de paredes paralelas. Para el cemento de Ionómero de vidrio con el pilar cilíndrico con paredes convergentes su valor fue de 33 μ incrementándose a 48 μ con el pilar hexagonal de paredes paralelas. Para el cemento de Oxido de Zinc con el pilar cilíndrico con paredes convergentes su valor fue de 39 μ incrementándose a 43 μ con el pilar hexagonal de paredes paralelas. Para el cemento de Fosfato de Zinc con el pilar cilíndrico de paredes convergentes su valor fue de 48 μ disminuyendo a 44 μ con el pilar hexagonal de paredes paralelas.

TABLA N° 21

ANÁLISIS BIVARIADO: EVALUACIÓN *IN VITRO* DE LA DISCREPANCIA MARGINAL ENTRE LAS DIFERENTES GEOMETRIAS DEL PILAR Y LAS DIFERENTES ALTURAS DEL CUERPO DEL PILAR: 4mm, 5.5mm y 7mm

| GRUPO | PROMEDIO OX Zn | PROMEDIO IV | PROMEDIO FOSFATO Zn | KRUSKAL WALLIS Sig |
|----------------------|---------------------------|------------------------|------------------------------------|-----------------------------------|
| HEXAGONAL 4mm | 42.98 | 47.70 | 43.75 | |
| CILÍNDRICO 4mm | 38.51 | 33.08 | 47.81 | p=0.0329 |
| CILÍNDRICO 5.5 mm | 38.30 | 38.06 | 64.07 | |
| CILÍNDRICO 7 mm | 51.21 | 48.06 | 58.73 | |
| TOTAL | 42.75 | 41.72 | 53.60 | |

Todos los valores se miden en μ .

*Si $P < 0.05$ se dice que hay diferencia estadísticamente significativa

**Si $P > 0.05$ se dice que no hay diferencia estadísticamente significativa

4.2. CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS

Hipótesis Principal.

La geometría del pilar, la altura del pilar y el tipo de cemento **incrementan** de manera estadísticamente significativa ($P=0.0165$) (Tabla 20) el valor del asentamiento marginal de estructuras metálicas sobre pilares de implantes.

Hipótesis Específicas.

1. El cemento de **Óxido de Zinc sin Eugenol**, **incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre pilares **Hexagonales de 4 mm** de altura (42.98μ). ($P=0.0165$) (Tabla 20).
2. El cemento de **Ionómero de Vidrio** **incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Hexagonales de 4 mm** de altura. (47.70μ). ($P=0.0165$) (Tabla 20).
3. El cemento de **OxiFosfato de Zinc** **incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Hexagonales de 4 mm** de altura. (43.75μ). ($P=0.0165$) (Tabla 20).

4. El cemento de **Óxido de Zinc sin Eugenol incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 4 mm** de altura. (38.51 μ). (P=0.0165) (Tabla 20).
5. El cemento de **Ionómero de Vidrio incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 4 mm** de altura. (33.08 μ). (P=0.0165) (Tabla 20).
6. El cemento de **OxiFosfato de Zinc incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 4 mm** de altura. (47.81 μ). (P=0.0165) (Tabla 20).
7. El cemento de **Óxido de Zinc sin Eugenol incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 5.5 mm** de altura. (38.30 μ). (P=0.0165) (Tabla 20).
8. El cemento de **Ionómero de Vidrio incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 5.5 mm** de altura. (38.06 μ). (P=0.0165) (Tabla 20).
9. El cemento de **OxiFosfato de Zinc incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras

metálicas sobre **pilares Cilíndricos** de **5.5 mm** de altura. (64.07 μ).
(P=0.0165) (Tabla 20).

10. El cemento de **Óxido de Zinc sin Eugenol incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 7 mm** de altura. (51.21 μ).
(P=0.0165) (Tabla 20).

11. El cemento de **Ionómero de Vidrio incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 7 mm** de altura. (48.06 μ).
(P=0.0165) (Tabla 20).

12. El cemento de **OxiFosfato de Zinc incrementa** de manera estadísticamente significativa el **asentamiento marginal** de estructuras metálicas sobre **pilares Cilíndricos de 7 mm** de altura. (58.73 μ).
(P=0.0165) (Tabla 20).

4.3 DISCUSIÓN DE RESULTADOS

El presente trabajo se realizó mediante un análisis de la discrepancia en el espacio del asentamiento marginal entre análogos de pilares de implantes y sus respectivas cofias metálicas cementadas con tres diferentes agentes cementantes (óxido de zinc libre de eugenol, ionómero de vidrio y fosfato de zinc), donde el objetivo principal de la investigación fue determinar, *in vitro*, si el tipo de agente cementante y/o la forma geométrica del pilar incrementan el espacio del asentamiento marginal entre análogos de pilares de implantes y sus respectivas cofias metálicas; los resultados demostraron que si existe una relación entre estas variables mencionadas.

Cuando comparamos nuestros resultados con los de otros autores, hemos tenido en cuenta las posibles diferencias en cuanto a los materiales utilizados, la metodología seguida para la fabricación de las piezas, el sistema de unión de los pilares protésicos a los cilindros, el tipo de instrumento seleccionado para efectuar las mediciones, el propio sistema de medición, los puntos tomados como referencia para cuantificar el desajuste vertical, e incluso el propio concepto de discrepancia, que varía de unos autores a otros. Esta falta de estandarización en los protocolos de estudio de desajuste de estructuras constituye, sin duda, una de las causas principales de la disparidad entre los resultados publicados al respecto.

En función al tipo de aleación utilizado, son escasos los trabajos que comparan el desajuste de estructuras considerando varios tipos de aleación. En nuestro estudio, utilizamos cromo-cobalto, que a pesar de presentar mayores desajustes, en comparación con otros metales nobles, no se han encontrado diferencias significativas.

Cuando analizamos los valores obtenidos de discrepancia marginal, nuestros resultados demuestran que existen diferencias estadísticamente significativas en la discrepancia en el asentamiento marginal después de la cementación utilizando diferentes cementos (Óxido de Zinc libre de eugenol, Ionómero de Vidrio y Oxifosfato de Zinc). También fue encontrado que los grupos que presentaron la menor discrepancia de asentamiento fueron en el siguiente orden Óxido de Zinc libre de eugenol y Ionómero de Vidrio, utilizando una fuerza estandarizada de cementación. Cuando se comparó ambos cementos no se encontró diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos a diferencia del Oxifosfato de Zinc, el cual demostró el mayor valor en la discrepancia de asentamiento, estos resultados demostraron que es importante tener en cuenta el tipo de agente cementante utilizado para no alterar mucho la discrepancia después de la cementación. Esta gran variación en la discrepancia de asentamiento puede ser parcialmente explicada por los diferentes valores de espesor de película que presentan los materiales de cementación que van en un rango de 25 a 100 μm .

En el 2008 Siadat, utiliza 24 cilindros colados divididos en tres grupos, cilindros colados confeccionadas a partir de cilindros preformados completamente calcinables, cilindros colados confeccionados a partir de cilindros colados de impresión y el tercer grupo a partir de técnicas de encerado convencional; los especímenes fueron seccionados y preparados para una evaluación con microscopio electrónico; la discrepancia vertical media arrojó valores de $53.74 \pm 11.0 \mu\text{m}$ para las Cilindros colados preformadas completamente calcinables, $63.6 \pm 13.2 \mu\text{m}$ para las Cilindros colados confeccionadas a partir de Cilindros colados de impresión, y $50.1 \pm 17.3 \mu\text{m}$ para la técnica de encerado convencional; no se encontró diferencias estadísticamente significativas en todos los grupos ($P > 0.05$); en nuestro estudio encontramos que la discrepancia vertical media para las Cilindros colados preformadas completamente calcinables tenía una media de $19,75 \mu$, elevándose este valor una vez colado y cementado con distintos tipos de cemento, obteniéndose el valor de 53.59μ cuando se utilizó el cemento de Oxifosfato de Zinc a una presión constante.

Entre las publicaciones consultadas, el método de medición más similar al nuestro que hemos revisado es el de Wolfart, ya que también utilizó un estereomicroscopio y empleó un soporte informático parecido al que hemos desarrollado. Comenzó seleccionando cuatro zonas en cada pilar y efectuó una serie de medidas de desajuste vertical en cada una de ellas siguiendo líneas de referencia equidistantes establecidas por el sistema. Sin embargo, empleó pilares arenados y no arenados, a diferencia de nuestro estudio donde solo utilizamos pilares no arenados,

no encontrando diferencias en la discrepancia marginal en ambas técnicas. Por otra parte, nuestro estudio encontró diferencias estadísticamente significativas en la discrepancia marginal entre el Oxido de Zinc Libre de Eugenol y el Ionómero de Vidrio muy similar al del estudio de Wolfart que si encuentra diferencias estadísticamente significativas entre el cemento de Oxido de Zinc libre de eugenol versus el Ionómero de Vidrio.

Sutherland en 1995 utiliza pilares de implantes con cilindros colados, coronas total cerámicas sin cementar y coronas total cerámicas cementadas con Fosfato de Zinc; el promedio de discrepancia marginal que encontró fue de 99 μm para los cilindros colados, observándose una diferencia estadísticamente significativa en el asentamiento antes y después del cementado con Fosfato de Zinc, lo cual le permite concluir al autor que esta diferencia subgingival marginal es la causante de problemas periimplantarios, de la misma manera que en el estudio de Sutherland, en este estudio encontramos que existe una diferencia estadísticamente significativa en el asentamiento antes y después del cementado de los cilindros colados con Fosfato de Zinc, obteniéndose valores máximos de 85.66 μ .

A pesar que existe mucha discrepancia entre nuestro estudio y muchos otros estudios, en función al valor de la discrepancia marginal, podemos concluir que todos nuestros valores estuvieron por debajo de los valores clínicamente aceptables (120 μ), de todos modos, se precisan estudios clínicos prospectivos a largo plazo para cuantificar el límite de desajuste que evite el fracaso biológico y/o mecánico, ya que

los valores máximos de discrepancia vertical con los que contamos actualmente se basan más en datos empíricos. En cualquier caso, el desajuste de las prótesis ha sido objeto de numerosos trabajos de investigación, los valores clínicamente aceptados para las restauraciones de recubrimiento total en prótesis fija varían según los diferentes autores consultados, oscilando en la mayoría de los casos entre las 25 y las 129 μ , con un promedio de alrededor de 70 μ m (y una desviación estándar de 10 μ). Dicho promedio constituye el nivel de referencia para ciertos autores como Christensen, Löfstrom, Franson, y Valderrama; mientras otros, como Jemt, admiten desajustes mayores, de hasta 150 μ m. En todos los casos, los desajustes verticales medios de nuestro estudio se sitúan por debajo de los límites propuestos en prótesis fija convencional por la mayoría de los autores, ya que la máxima discrepancia encontrada correspondiente al pilar posterior o molar de los puentes de cromo - cobalto, ha sido de 107.93 μ m. Considerando los grupos de estructuras por aleación, independientemente de su diseño, el mayor desajuste de las piezas de cromo - cobalto fue de 103.5 μ m, seguido del valor máximo del paladio-oro, situado en 93.94 μ m y el correspondiente al titanio, apenas 10 μ m menor que éste, con 84.1 μ m de desajuste máximo registrado. Los valores promedio de discrepancia vertical de las tres aleaciones se encuentran por debajo de las 50 μ m, a excepción del grupo del cromo - cobalto, que excede este límite ligeramente (55.70 μ m).

Calesini atribuía en parte la falta de uniformidad de sus resultados a los procesos de laboratorio, sometidos a las variaciones propias de todos los trabajos que son realizados de forma manual e independiente para cada pieza por un técnico.

Además, decía que la precisión rigurosa de la técnica de medición amplificaba las variaciones más pequeñas. Por otra parte, a pesar del esfuerzo para conseguir una muestra homogénea y controlar la introducción de variables externas en nuestro estudio, no es posible afirmar con total certeza que las diferencias encontradas en nuestros grupos se deben exclusivamente a las características de los cementos, por el contrario, existen muchas otras variables que pudieron influir en los resultados, como por ejemplo, creemos que es difícil que una persona ejecute todo el proceso de laboratorio, con una precisión absoluta en todas las ocasiones, por lo que pensamos que resulta inevitable cierto sesgo en los resultados. Sin embargo, consideramos que el rigor metodológico acompañado del hecho de que sea un mismo operador con experiencia que lleve a cabo estas actuaciones sobre toda la muestra, contribuye notablemente a la minimización y control de las variables de confusión.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

1. Si existe relación entre el tipo de agente cementante, la forma geométrica del pilar y el incremento de la discrepancia en el espacio del asentamiento marginal entre los pilares de implantes y sus respectivas cofias metálicas.
2. El promedio de discrepancia marginal de los cilindros colados con el cemento de Oxido de Zinc fue de 42.75, con el de Ionómero de Vidrio fue de 41.72 y con Oxifosfato de Zinc fue de 53.60, lo cual nos permite concluir que los cementos a base de Ionómero de Vidrio, presentan la menor discrepancia marginal seguido del Óxido de Zinc y el Oxifosfato de Zinc .
3. El uso del Ionómero de Vidrio y el Óxido de Zinc libre de eugenol presentaron un incremento estadísticamente significativo en la discrepancia de asentamiento marginal después de la cementación, pero no hubo mucha diferencia entre ellos.

- 4.El cemento de Oxifosfato de Zinc demostró tener el valor más alto y significativo de discrepancia marginal después de la cementación.
5. A mayor altura del pilar mayor discrepancia de asentamiento marginal.
6. A mayor paralelismos de las paredes del pilar mayor discrepancia de asentamiento marginal.

5.2. RECOMENDACIONES

Cuando comparamos nuestros resultados con los de otros autores, hemos tenido en cuenta las posibles diferencias en cuanto a los materiales utilizados, la metodología seguida para la fabricación de las piezas, el sistema de unión de los pilares protésicos a los cilindros, el tipo de instrumento seleccionado para efectuar las mediciones, el propio sistema de medición, los puntos tomados como referencia para cuantificar el desajuste vertical, e incluso el propio concepto de discrepancia, que varía de unos autores a otros. Esta falta de estandarización en los protocolos de estudio de desajuste de estructuras constituye, sin duda, una de las causas principales de la disparidad entre los resultados publicados al respecto, por todas estas razones y más aún, por el nivel bajo de evidencia científica de este tipo de investigaciones de laboratorio es que se recomienda tomar con cautela los resultados y se contraste con estudios clínicos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Keith. Marginal Discrepancy of Screw-Retained and Cemented Metal-Ceramic Crowns on Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*;1999; 14:369–78.
2. Körner. Biologic Interfaces In Esthetic Dentistry. Part I: The Perio/Restorative Interface. *The European Journal Of Esthetic Dentistry.*; 2011. 6 (2):206-24.
3. Çağrı Ural. In vitro evaluation of marginal adaptation in five ceramic restoration fabricating techniques. *Quintessence.*; 2010; 41(7):585-90.
4. Yüksel. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems *Braz Oral Res.*; 2011;25(3):261-6.
5. Xin-Hua Gu. Marginal Discrepancies and Leakage of All-Ceramic Crowns: Influence of Luting Agents and Aging Conditions. *The International Journal of Prosthodontics.* ; 2003; 16(2):109-16.
6. Komine. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontologica Scandinavica.*; 2005; 63: 361-366.
7. Shriharsha Pilathadka. Influence of Different Luting Agents on the Marginal Discrepancy of Procera® AllCeram Alumina Crown Copings.; 2008; 51(1):13-9.
8. Rustum. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *The Journal of Prosthetic Dentistry.*; 2010; 104(4):216-27.
9. Sutherland. Marginal Discrepancy of All-Ceramic Crowns Cemented on Implant Abutments. *Journal of Prosthodontics.*; 1995; 4 (3): 173–7.

10. Sutherland. Marginal Discrepancy of Ceramic Crowns With Redesigned Implant Components. *The Journal of Prosthetic Dentistry*; 1996; 75 (5): 540-4.
11. Sutherland. Marginal Adaptation of Implant-Supported Metal-Ceramic Crowns Fabricated With Gold Cylinders. *Journal of Prosthodontics.*; 1998; 7 (2): 100-5.
12. Wolfart. Retention Forces And Seating Discrepancies Of Implant-Retained Castings After Cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 2006; 21:519–25.
13. Siadat. Scanning Electron Microscope Evaluation of Vertical and Horizontal Discrepancy in Cast Copings For Single-Tooth Implant-Supported Protheses. *Implant Dentistry.*; 2008; 17(3):299-308.
14. Wael. Marginal Adaptation Of All-Ceramic Crowns On Implant Abutments. *Clinical Implant Dentistry And Related Research*; 2008; 10(4):218–25.
15. Siadat. Scanning Electron Microscope Evaluation Of Marginal Discrepancy Of Gold And Base Metal Implant-Supported Protheses With Three Fabrication Methods. *The Journal Of Indian Prosthodontic Society.* 2008; ;8(3):148-53.
16. Karataşli. Comparison Of The Marginal Fit Of Different Coping Materials And Designs Produced By Computer Aided Manufacturing Systems. *Dent Mater J*; 2011; 30(1): 97–102.
17. Bernardo Caparroso. Marginal Adaptation And Internal Fit Of Zirconia-Ytria Frameworks Fabricated With Procera® And Cerec In-Lab® Cad/Cam Systems. *Revista Facultad De Odontología Universidad De Antioquia.*; 2011; 22(2):186-96.

18. Prithviraj. Selection Of Dental Cements For Fixed Implant Supported Restorations: Current Perspectives. *International Journal Of Clinical Dentistry*. 2010; ;3(3):191-99.
19. Bernal, G; Okamura, M; Munoz, CA. The effects of abutment taper; length and cement type on resistance to dislodgement of cement retained; implant-supported restorations. *J Prosthodont* 2003;12:111-115.
20. Jorgensen, K. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. *Acta Odontol Scand* 1955;13:35-40.
21. Covey, DA; Kent, DK; Germain HA: Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:344-348.
22. Kaufman, EG; Coelho, AB; Colin, L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent* 1961;11:487-502.
23. Mansour, A; Ercoli, C; Graser, G: Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Impl Res* 2002;13:343-348.
24. Agar, JR; Cameron, SM; Hughbanks, JC; Parker, MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent* 1997;78:43-47.
25. Edelhoff. To What Extent Does The Longevity Of Fixed Dental Prostheses Depend On The Function Of The Cement? Working Group 4 Materials: Cementation. *Clin. Oral Impl. Res.*;2007; 18 (3): 193-204.

26. Kerschbaum, T., Pfeiffer, P., Marinello, C.P., Heinenberg, B., Hinz, R., Peters, S., Peppel, P.-D. & Behneke, G. (1988) Experience with bonded bridgework. A multicenter observation study. 5. Success of rebonding and second treatment with new constructions. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 43: 321–325.
27. Kerschbaum, T., Paszyna, C., Klapp, S. & Meyer, G. (1991) Verweilzeit- und Risikofaktorenanalyse von festsitzendem Zahnersatz. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 46: 20–24.
28. Marquardt, P. & Strub, J.R. (2006) Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International* 37: 253–259.
29. Elio Mezzomo. *Rehabilitación oral contemporánea*. 1ra Ed. Ed Amolca. 2010; 791-840.
30. Gilson. *Clinical Studies Of Dental Cements: I. Five Zinc Oxide-Eugenol Cements*. *J Dent Res*. 1968; 47(5): 737-41.
31. Kokubo. *Retention Of Zirconia Copings On Zirconia Implant Abutments Cemented With Provisional Luting Agents*. *Journal Of Oral Rehabilitation* 2010; 37; 48–53.
32. Koka S, Ewoldsen NO, Dana CL, Beatty MW. The effect of cementing agent and technique on the retention of a CeraOne gold cylinder. A pilot study. *Implant Dent*. 1995;4:32–35.
33. Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:645–649.

34. Sakurai S, Kokubo Y, Tsumita M, Miyashita A, Nagayama Y, Kawaguchi K et al. A retrospective evaluation of implant-supported single-tooth restorations. *Tsurumi Univ Dent J*.2007;33:31–37.
35. Palacios RP, Johnson GH, Phillips KM, Raigrodski AJ. Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *J Prosthet Dent*. 2006;96:104–114.
36. Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *J Prosthet Dent*. 2005;93:551–558.
37. Ali Abdul Wahab. Solubility Of Four Dental Luting Cements. *Journal Of International Dental And Medical Research.*; 2010; 3(3):104-7.
38. Göknil Ergün Kunt. Luting Agent Effectiveness On Implant Crown Retention. *International Journal Of Oral Implantology And Clinical Research.*; 2011; 2(1):7-11.
39. Kıvanc Akca. Comparison Of Uniaxial Resistance Forces Of Cements Used With Implant-Supported Crowns. *MAXILLOFAC IMPLANTS*; 2002; 17:536–42.
40. Squier. Retentiveness Of Dental Cements Used With Metallic Implant Components. *Oral Maxillofac Implants*; 2001; 16:793–8.
41. Sheets. Cement Selection for Cement-Retained Crown Technique with Dental Implants. *Journal of Prosthodontics.*; 2008; 17:92-6.
42. Vrochari. Water Sorption and Solubility of Four Self-etching,Self-adhesive Resin Luting Agents. *J Adhes Dent*; 2010; 12: 39-43.

43. Wahl. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Braz Oral Res*; 2008; 22(4):299-304.
44. Lindhe J, Meyle J, Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol* 2008; 35 (8 Suppl): 282-285.
45. De Adell R, Lekholm U. Rockler B y cols. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (1): a 3 –year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986; 15: 39-52,
46. Michael Tesmer. Colonización Bacteriana en la Interface Pilar Implante: Estudio In Vitro. *J Periodontol* 2009;80:1991- 97.
47. Theofilos Koutouzis, Shannon Wallet, Nadia Calderon, Tord Lundgren Colonización Bacteriana en la Interface Pilar Implante en implantes sometidos a ciclo masticatorio: Estudio In Vitro. *Journal of Periodontology*; 2010.
48. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51: 129-134.
49. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium Cilindros coladoss fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 47-52.
50. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 478-484.

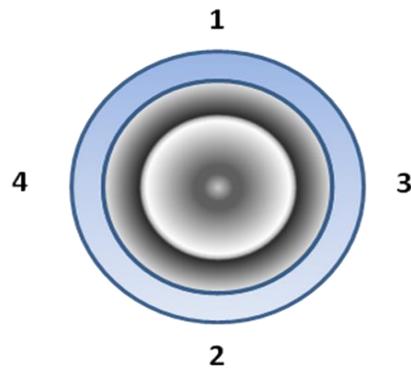
51. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain- fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 24-29.
52. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989; 62: 581-5.
53. Normas ISO 4049. [www//aenor.aenor.es](http://www.aenor.aenor.es)
54. Jalil G, Hossin D. Effect of tightening torque on the marginal adaptation of cementretained implant-supported fixed dental prostheses. *Dental Reserch Journal*; 2015; 12(4): 359-364.
55. El Haddad E, Gianni A, Mancini G, Implant-abutment leaking of replace conical connection nobel biocare implant system. an in vitro study of the microbiological penetration from external environment to implant-abutment space; *Oral & Omplantology*, 2016; 2:76-82.
56. Esra KOÇ, Değer ÖNGÜL and Bülent ŞERMET, A comparative study of marginal fit of copings prepared with various techniques on different implant abutments. *Dental Materials Journal* 2016; 35(3): 447–453.

ANEXOS

a) INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Anexo 1

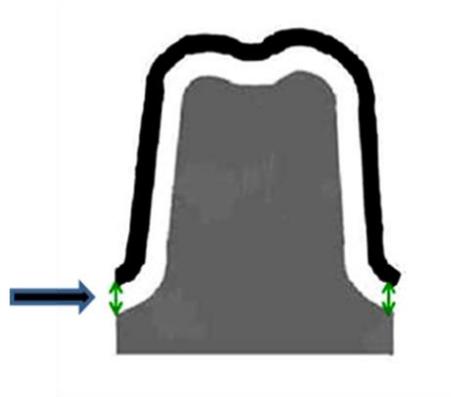
| N° de Especimen | | Óxido de zinc sin eugenol | Cemento OxiFosfato de Zinc | Ionómero de vidrio |
|---|--|----------------------------------|-----------------------------------|---------------------------|
| Pilar Hexagonal de 4 mm con cilindro colado | | | | |
| Pilar Cilíndrico de 4 mm con cilindro colado | | | | |
| Pilar Cilíndrico de 5.5 mm con cilindro colado | | | | |
| Pilar Cilíndrico de 7 mm con cilindro colado | | | | |
| Total | | | | |

Anexo 2**VISTA OCLUSAL**

1. Posterior.
2. Anterior.
3. Derecha.
4. Izquierda

Anexo 3

Medida de Discrepancia Marginal



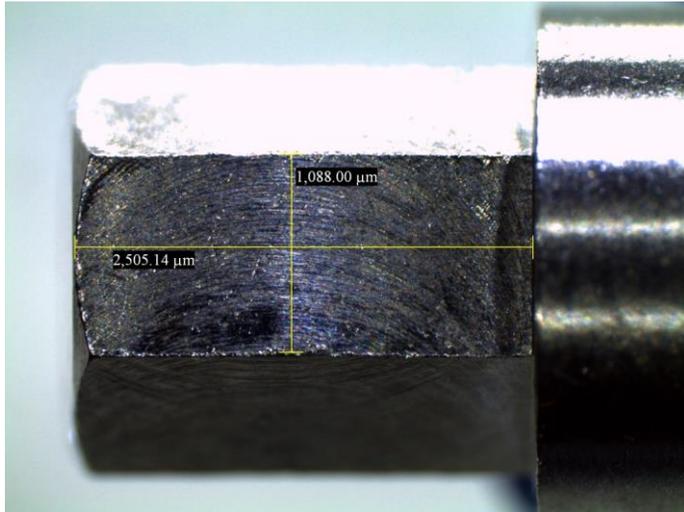
Anexo 4

Steromicroscópio



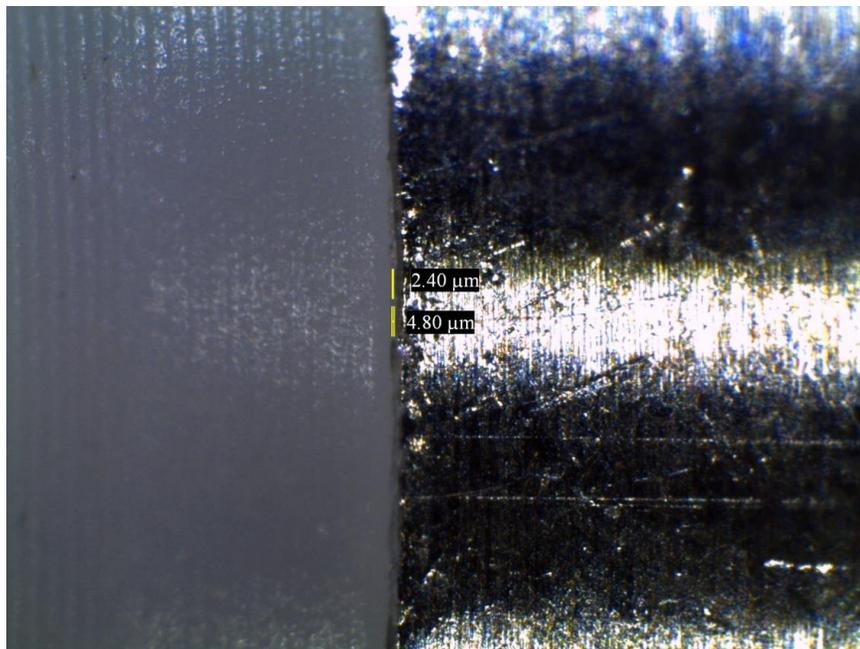
Anexo 5

Pilar Hexagonal 4 mm

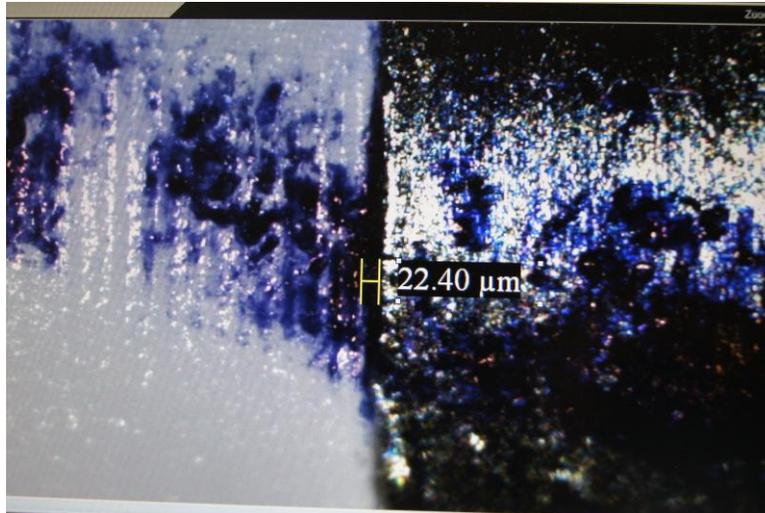
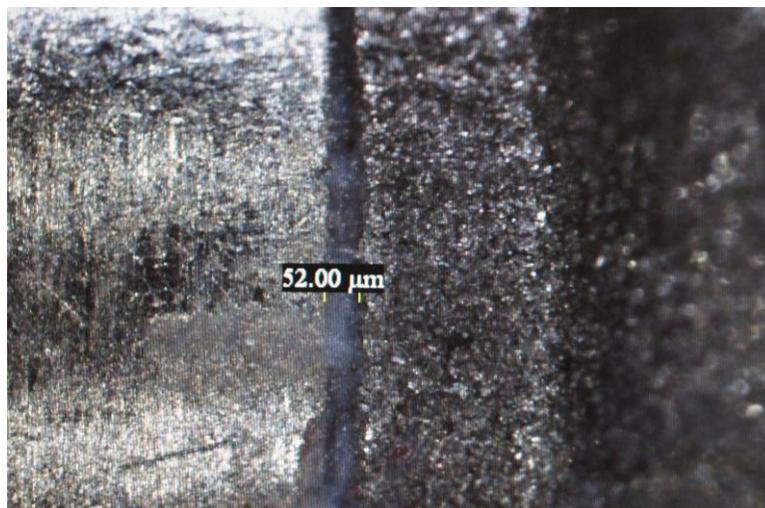


Anexo 6

Medida de Discrepancia Marginal Entre Cilindro Plástico y Pilar



Anexo 7**Cilindro Metálico para Pilar Hexagonal 4 mm****Anexo 8****Análogos de Pilar Hexagonal de 4 mm y Cilíndrico de 4 mm, 5.5mm y 7 mm**

Anexo 9**Medida de Discrepancia Marginal Entre Cilindro Plástico y Pilar****Anexo 10****Medida de Discrepancia Marginal Entre Cilindro Metálico y Análogo de pilar
con cemento de IV**

Anexo 11**Medida de Discrepancia Marginal Entre Cilindro Metálico y Análogo de pilar
con cemento de Oxido de Zinc****Anexo 12****Medida de Discrepancia Marginal Entre Cilindro Metálico y Análogo de
pilar con cemento de Oxifosfato de Zinc**