

**Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra  
Vicerrectoría de Postgrado  
Facultad de Ciencias de la Salud**



**Trabajo de Investigación Final para optar por el título de:**

Magíster en Prosthodontia e implantología oral.

Resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press® en dos sistemas de confección.

**Sustentantes:**

Dra. Cheryl Yesenia Ortega  
Dra. Milyi Elizabeth Ramírez Calderón

**Asesor Temático:**

Dr. Ramón Héctor Lalane Valerio

**Asesor metodológico**

Dra. María Guadalupe Silva

Santo Domingo, República Dominicana, 2016.

*“Declaro, en mi calidad de autor de esta obra que cedo de manera formal, gratuita, permanente y absoluta a la PUCMM todos los derechos patrimoniales, de forma no exclusiva, que ostento sobre mi creación, pudiendo expresamente la PUCMM explotarla a su mejor conveniencia, recibiendo si así fuere el caso, regalías por usos onerosos; que como autor exonero a la PUCMM de cualquier responsabilidad por reclamos en contra de lo creado y que autorizo a que la misma sea protegida mediante las vías que a tales fines establece la ley, indicando siempre mi calidad de autor”*

---

Cheryl Yesenia Ortega 2014-6139

---

Milyi Elizabeth Ramírez Calderón 2014-6136

**Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra**

**Vicerrectoría de Postgrado y  
Centro de Desarrollo Profesional**

**Maestría en Prosthodontia e implantología oral**

**Resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max  
Press® en dos sistemas de confección.**

Yo, Cheryl Yesenia Ortega y Milyi Elizabeth Ramírez Calderón, a través del presente documento, autorizo a la Biblioteca de la Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra a reproducir total o parcialmente mi tesis, tanto en soporte físico como digital, y a ponerla a disposición del público, mediante cualquier medio conocido (físico, en línea) o por conocer. Cualquier reproducción de este documento no debe ser para uso comercial o de lucro.

Fecha: \_\_\_\_\_

Firma del autor: \_\_\_\_\_

Firma del autor: \_\_\_\_\_

## TABLA DE CONTENIDO

Resumen .....	6
Capítulo I. Introducción .....	7
1.1 Antecedentes del problema .....	9
1.2 Planteamiento del problema .....	14
1.3 Preguntas de investigación.....	15
1.4 Objetivos.....	15
1.5 Justificación .....	16
1.6 Limitaciones y delimitaciones de la investigación .....	16
Capítulo II. Marco teórico.....	18
2.1 Cerámicas dentales.....	18
2.1.1 Clasificación de las cerámicas dentales. ....	19
2.1.2 Composición de las cerámicas dentales.....	24
2.1.3 Características de las cerámicas dentales.....	25
2.1.4 Clasificación de los sistemas totalmente cerámicos. ....	26
2.1.5 Principios para seleccionar las cerámicas dentales.....	29
2.2 Sistema IPS e.max®.....	31
2.2.1 Ventajas del sistema IPS e.max®.....	32
2.2.2 Sistema IPS e.max Press®.....	32
2.3 Agentes cementantes.....	34
2.3.1 Propiedades de los cementos.....	35
2.3.1 Cemento de fosfato de zinc. ....	38
2.3.2 Cemento de policarboxilato de zinc. ....	39
2.3.3 Cemento de Ionómero de vidrio.....	39
2.3.4 Cemento de Ionómero de vidrio modificado con resina. ....	39
2.3.5 Cemento de compómero. ....	40
2.3.6 Cementos resinosos. ....	40
2.4 Horno Whip Mix ® ProPress SP®.....	42
2.5 Horno Programat Ep5000/G2® Ivoclar Vivadent®.....	42
2.6 Resistencia a la compresión .....	44
Capítulo III. Metodología.....	45
3.1 Operacionalización de las variables .....	45
3.2 Enfoque y alcance o tipo de la investigación. ....	46

3.3 Población y muestra .....	46
3.4 Instrumentos de recolección, análisis y medición de datos. ....	46
3.5 Plan de análisis de los datos. ....	48
Capítulo IV. Análisis de los resultados.....	49
4.1 Resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema EP5000\G2®.....	49
4.2 Resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema ProPress SP®.....	50
4.3 Diferencias de resultados obtenidos en las pruebas de resistencia a la compresión entre los dos sistemas de confección. ....	51
Capítulo V. Discusión y conclusión .....	54
Referencias Bibliográficas. ....	56
Anexos.....	67
Anexo 1. Ficha de recolección de datos.....	67
Anexo 2. Planos de base metálica .....	70
Anexo 3. Imágenes de procedimientos.....	71

## Resumen

**Objetivo:** El objetivo de este estudio fue determinar el grado de resistencia a la fuerza de compresión al prensar disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema ProPress SP® y en el EP5000/G2®.

**Materiales y métodos:** 40 coronas de disilicato de litio IPS e.max Press® fueron confeccionadas. Se dividieron en dos grupos de 20, el grupo 1 fueron confeccionadas en el sistema EP5000/G2® y el grupo 2 en el sistema ProPress SP®. Una vez cementadas se realizó la prueba de compresión.

**Resultados:** Los valores de resistencia a la compresión no fueron estadísticamente significativos, ya que ambos grupos presentaron similar resistencia.

**Conclusión:** No se encontró diferencia significativa en los valores de resistencia compresiva de las coronas confeccionadas en los hornos EP5000/G2® y ProPress SP®, por lo que se concluye que ambos hornos mantienen la misma calidad del material cerámico, siempre y cuando se utilicen todos los parámetros establecidos por el fabricante para su confección.

**Palabras claves:** porcelana dental, cementos dentales, prótesis dental y marca comercial.

## Capítulo I. Introducción

Las cerámicas dentales son bien conocidas por la exactitud con que reproducen los dientes naturales; su empleo inició en el siglo XVIII como dientes artificiales para prótesis totales, luego en el siglo XX se empezaron a utilizar para confección de restauraciones metal cerámica y con el desarrollo de la tecnología surgieron las restauraciones libres de metal (1).

El buen comportamiento estético de las cerámicas ha convertido las mismas en el material de elección de las restauraciones dentales, ya que además de simular las características de color de un diente natural exhiben propiedades físicas, biológicas y ópticas excelentes que permiten mantener la estabilidad del color, resistencia a la abrasión, compresión, consistencia y biocompatibilidad en la cavidad bucal con el paso del tiempo (2–5). Estas restauraciones aparte de brindar mayor estética presentan alta terminación de pulido, que se traduce como una disminución en el acúmulo de placa bacteriana, tienen además baja conducción térmica (3–5). Sin embargo entre sus grandes desventajas se encuentran la fragilidad y la baja resistencia a la flexión, la cual “se conoce por la capacidad que tiene un material para flexionarse antes de fracturarse” (5). La baja resistencia a la flexión de las cerámicas se está mejorando con la introducción de porcelanas dentales de alta resistencia (2). Entre este tipo de cerámicas se encuentra el disilicato de litio que es muy utilizada en la actualidad para restauraciones en el sector anterior y prótesis unitarias en el sector posterior (1).

Los materiales y equipos utilizados en la elaboración de los trabajos protésicos por lo general son de costo elevado, lo que nos obliga a tomar en consideración el factor costo-calidad del instrumental de laboratorio. Los hornos de confección de cerámicas a disposición en el laboratorio de prótesis dental de la Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra (PUCMM) de Santo Domingo, son en la actualidad el EP5000/G2® de Ivoclar Vivadent® y el Pro Press SP® de la marca Whip Mix®. Este último utiliza presión neumática mínima de 4 Bar (6) y su costo es hasta un 40% menos que el de Ivoclar®. El sistema EP5000/G2® no requiere de presión neumática y cuenta

con un programa de detección de grietas, además de fácil manejo de operar por su pantalla gráfica y a color (7).

Las pastillas cerámicas de disilicato de litio que se utilizan en el laboratorio de dicha universidad son de la marca comercial IPS e.max Press® de Ivoclar Vivadent®, la cual garantiza la calidad del material únicamente con sus hornos de confección cerámicos(8) . Sin embargo, la casa comercial Whip Mix® lanzó al mercado un horno de prensado en el cual señalan que la confección de las pastillas de IPS e.max Press es factible con su sistema Pro Press SP®.

Debido a que no existe evidencia científica para determinar si hay variantes en la calidad entre un sistema de confección y otro, el propósito de esta investigación es comprobar la resistencia compresiva en ambos hornos, ya que este sería un factor importante en la elección de prensado a seleccionar.

En el primer capítulo de este trabajo se expondrán los antecedentes, donde se hace referencia sobre los temas relacionados a esta investigación. Se describe la problemática y surgen interrogantes que luego serán respondidas. Se desarrollaron objetivos planteando la finalidad de la investigación. Además de exponer la utilidad y/o conveniencia de este estudio para la profesión.

Abarca también las limitantes que se presentaron en el desarrollo de dicho proyecto y lo que estuvo al alcance facilitando la investigación.

En un segundo capítulo fue desarrollada una síntesis de los conceptos teóricos más relevantes ayudando así a tener mejor conocimiento de la problemática.

En el capítulo III se describe la metodología de los procedimientos y la manera en que fue ejecutada esta investigación desarrollando el diseño, población y muestra estudiada.

Luego en el capítulo IV se desarrolló el plan de análisis de datos de cómo se pretendía ejecutar esta investigación, Además se expresan los resultados obtenidos finalizando en el capítulo V con la discusión de estos, comparándolos con otros estudios realizados y expresando la pertinente conclusión.



## 1.1 Antecedentes del problema

La última década fue testigo de un crecimiento en el uso de las restauraciones de cerámica sin metal, ya que su fuerza las hizo cada vez más predecibles para su uso. Los núcleos cerámicos fueron reforzados con leucita, infiltración de vidrio con alúmina sinterizada o con el uso de alúmina de alta pureza (9). En un intento de hacer más preciso el resultado de restauraciones con núcleo totalmente cerámicos, algunos investigadores probaron la carga de fractura de las coronas cerámicas (9,10) .

Chai *et al.* (9) en su investigación sobre la probabilidad de fractura en coronas cerámicas, tenían como objetivo comparar cuatro sistemas de restauraciones cerámicas libres de metal, fueron fabricadas diez coronas para cada sistema y se comprimieron a 45°C, por la superficie palatina de la pieza dentaria hasta lograr su fractura, concluyeron que la probabilidad de fractura de restauraciones libre de metal con los sistemas: In Ceram® fabricadas convencionalmente, In Ceram® fabricadas por la máquina (Cerec 2®) y Empress IPS® son similares, por lo tanto se asemejan en cuanto a su resistencia.

Otro estudio donde se comparó la resistencia a la fractura fue en el de Ku *et al.* (10) evaluaron coronas metal cerámica y coronas con cerómero, fueron fabricadas 10 coronas para cada cerómero. Los autores comprobaron su resistencia a la fractura en una máquina universal donde la carga se dirigió al ángulo incisivo lingual hasta lograr su fractura. Los resultados mostraron que las coronas de metal cerámica se fracturaron en valores más altos que las coronas de cerómero, por lo tanto, las coronas de metal cerámica requieren que se le aplique mayor fuerza para fracturarse.

La exploración continua de la resistencia a la fractura, estética y biocompatibilidad ha fomentado el desarrollo de nuevos materiales restaurativos mejorados, especialmente en el campo de la cerámica dental, a pesar del éxito de las restauraciones metal cerámica, la búsqueda persiste y es la fuerza que impulsa el desarrollo de los materiales a base de cerámica

sin metal (11). Martínez *et al.* (12) refieren que una de las principales causas por la que se disminuye la vida de una restauración es por la fractura de la cerámica; es por esto que los sistemas actuales han sido reformados y poseen una adecuada resistencia a la fuerza de compresión superando el límite de 100 MPa.

La resistencia de las porcelanas se determina por su fase cristalina donde se encuentran uniforme sus átomos, a diferencia de la estética que es determinada por la fase vítrea donde sus átomos están desordenados. En su mayoría, las cerámicas cuentan con una estructura mixta, tanto matriz vítrea como cristalina, por lo que la translucidez de las cerámicas dentales es inversamente proporcional a la resistencia. Sin embargo, el aumento de la resistencia depende además de su composición de otros datos como: la preparación del diente, localidad, método y temperatura de confección; estos son solo algunos de los factores por los que puede variar esta propiedad (13).

Las restauraciones cerámicas libres de metal una vez cementadas deben soportar las fuerzas de compresión a las que son sometidas por los movimientos oclusales que realiza el paciente, debido a esto se han realizado estudios para dar a conocer su resistencia (13).

Kois *et al.* (14) en el interés de incrementar el uso de restauraciones de tratamiento más conservador que las restauraciones tradicionales de bases cohesivas, evaluaron resistencia a la fractura en prótesis fija parcial de cobertura posterior o restauraciones con diferentes materiales, examinaron su distribución de estrés, y los riesgos de fallas utilizando tres dimensiones (3D), Se utilizaron sesenta terceros molares extraídos a los que se le hizo una reducción oclusal de 2 mm, Los dientes se dividieron en cuatro grupos (n= 15) y se restauraron con diferentes materiales: cerámica de feldespato, reforzada con leucita, reforzada con disilicato de litio (EMX) y el composite a base de resina indirecta (COM). Las restauraciones se sometieron a cargas de compresión, se desarrolló y validó un modelo de elementos finitos 3D de restauraciones parciales fijas de cobertura posterior, el modelo se utilizó para aproximar la tensión principal máxima en cada uno de los materiales

sometidos a una compresión vertical estática de 100 N en la superficie oclusal del diente. El riesgo de fracaso de la restauración se cuantificó y comparó entre los cuatro diferentes materiales. Los resultados reflejaron que el grupo de cerámica reforzada con disilicato de litio obtuvo mayor resistencia a la fractura que los demás grupos evaluados. El grupo COM presentó la fractura más extensa, incluyendo estructura coronaria y radicular. Al comparar el grupo EMX con los demás, fue el que mayor concentración de tensión mostró, a pesar de esto el riesgo de fractura de restauración fue el más bajo. Una posible explicación podría ser que el incremento de cristalización de la cerámica reforzada con disilicato de litio provoca un entrelazado más apretado de partículas en la matriz de la estructura, como consecuencia mejora la dureza y resistencia a la fractura comparada con otros sistemas cerámicos.

Otro estudio donde se evaluó resistencia a la fuerza compresiva del disilicato de litio, fue el de Alfaro *et al.* (15) esta vez para determinar la relación de la misma con el agente cementante a base de resina dual en carillas, su importancia se debe a que el cemento de resina debe ser capaz de absorber las fuerzas compresivas y a la vez reducir las cargas atípicas sobre la carilla de cerámica, con el objetivo de mantener la estabilidad entre el diente y la restauración. Para el experimento se utilizaron dos cementos resinosos duales y se seleccionaron 30 premolares divididos en dos grupos de quince; el grupo 1 fue cementado con cemento resinoso dual y el grupo 2 con cemento de resina dual autoadhesivo, luego fueron sometidas a prueba en una máquina de ensayo universal hasta su fractura por fuerzas de compresión. Los resultados mostraron diferencias significativas estadísticamente en los grupos estudiados; donde las carillas de disilicato de litio cementadas con cemento resinoso dual mostraron mayor resistencia de compresión en comparación con las cementadas con cemento de resina dual autoadhesivo, estos resultados pueden diferir de otros hallazgos tomándose en cuenta que se utilizaron carillas en vez de coronas, además de la manera en que se emplea la fuerza en la máquina compresiva puede variar los resultados en distintos estudios. De igual manera confirma la importante influencia del agente cementante en el desempeño de la restauración.

En el mismo orden Bonilla *et al.* (16) realizaron una investigación donde evaluaron coronas en dos materiales de cerámica vítrea de disilicato de litio, el objetivo de esta investigación era comparar la resistencia compresiva de coronas elaboradas en disilicato de litio y coronas en silicato de litio reforzado con dióxido de zirconio, ensayaron 36 coronas que fueron divididas en dos grupos, las coronas fueron cementadas con *Relyx Ultimate®* para luego ser sometidas a la prueba de resistencia tripoidal a la fractura en un dispositivo universal de pruebas Instron®. A pesar de que no se encontró gran diferencia en la resistencia compresiva en las coronas de ambos materiales, las coronas de disilicato de litio tuvieron 55 MPa más de resistencia compresiva que las de silicato de litio. Otro dato relevante encontrado en esta investigación fue que la mediana para el silicato de litio fue 241.9 MPa, mientras que para el disilicato de litio fue 296.8 MPa, mostrando así resultados inferiores de resistencia a la fractura en comparación con los datos suministrados por las respectivas compañías (Silicato de Litio 420 MPa y Disilicato de Litio 360 MPa). Considerando el hecho de que ambos materiales poseen un porcentaje de dióxido de zirconio (ZrO<sub>2</sub>), Apel *et al.* (17) investigó sobre las diferencias entre el silicato de litio y el disilicato de litio sobre si pueden estar influenciadas por el contenido de ZrO<sub>2</sub>, ya que el porcentaje de este puede incrementar la dureza del material.

Según Oliveira *et al.* (18) en el 2015, los nuevos sistemas cerámicos han proporcionado cualidades estéticas en términos de translucidez. El incremento de la translucidez permite pasar la luz a través de la superficie y la dispersa por toda la restauración. Ópticamente, los materiales translúcidos por lo general son más estético que los materiales en capas y opacos. Por el uso de diferentes tonos de translucidez de cerámica, la restauración puede igualar las variaciones de esmalte por la edad de los pacientes, brillo de la superficie, y el nivel de deshidratación. A todo esto, surgió el estudio de la Influencia de translucidez/opacidad y la sombra en la resistencia a la flexión de la cerámica de disilicato de litio (IPS e.max Press®/ Ivoclar Vivadent®) ya que los sistemas de estas pastillas de cerámica de vidrio vienen en diferentes grados de translucidez que pueden influir en su resistencia a la flexión. Esto

se debe a que cuanto mayor sea la opacidad mayor es la cantidad de óxidos o pigmentos en la fase cristalina de las cerámicas dentales, lo que podría aumentar dicha resistencia, a pesar de la falta de diferencias microestructurales en su composición. Se seleccionaron seis grupos de pastillas de cerámica para representar diferentes niveles de translucidez (HTA1, HTBL2, LTA2, LTB2, MO2, and HO). Los resultados no mostraron diferencia significativa entre los grupos, por lo que concluyeron que los diferentes niveles de translucidez, opacidad y la sombra de los lingotes no afectaron a su resistencia mecánica y la selección de estas cerámicas debe guiarse únicamente por las exigencias estéticas de cada situación clínica, hallazgo de gran aporte ya que las propiedades cerámicas ópticas son más importantes que su resistencia a la flexión en restauraciones anteriores, en contra de lo que se desea para los dientes posteriores, donde la resistencia a la flexión para soportar cargas más altas de la masticación es de suma importancia.

Joda *et al.* (19) la tecnología asistida por ordenador ha abierto la posibilidad de diseño de las reconstrucciones dentales monolíticas. El proceso mediante el cual se realiza un diseño y una fabricación asistida por ordenador (CAD CAM) de supra estructuras sobre implantes puede simplificar la confección de coronas, prefabricar o personalizar pilares con diferentes diseños y materiales, esto es relevante para implementar los avances de tecnología digital en el proceso de producción de las reconstrucciones dentales con una relación costo-beneficio razonable, así como la calidad constante. De aquí la importancia de esta evaluación de la rigidez, resistencia y modos de fallo de coronas monolíticas producido, utilizando diseño y fabricación asistido por ordenador, que están conectados a diversos pilares de titanio y óxido de circonio en un sistema de implante de conexión interna cónica. Para el estudio se realizaron y cargaron 20 coronas de disilicato de litio monolíticas de alta resistencia (LS2) en implantes colocados a nivel del hueso en una máquina de ensayo universal. Se incluyó un análisis comparativo de formato 2x2; pilares de titanio prefabricados utilizando materiales patentados de unión de base (grupo A) vs no patentados de unión de base (grupo B) y pilares de Zirconia personalizados usando patentados de *Straumann® CARES®* (grupo

C), vs no patentados de *Astra Atlantis*® (grupo D). La dureza y fuerza fueron evaluadas y calculadas estadísticamente y luego se analizaron secciones de muestras de cada grupo al microscopio. En los resultados de todos los grupos examinados no mostraron ninguna fractura visible, los grupos A y B de pilares de titanio presentaron una estabilidad igualmente alta en dureza y fuerza. Mientras que los pilares de zirconia exhibieron una diferencia estadísticamente significativa en resistencia, al igual que la dureza y al microscopio se observó grietas en los pilares de zirconio (grupo C y D), por debajo del hombro del implante (19). Dando como conclusión que, dependiendo del diseño del pilar, pilar de titanio prefabricado y conexiones de pilares de implante de zirconia personalizado patentado en conjunto con coronas monolíticas LS2 tuvieron los mejores resultados en esta investigación de laboratorio, estos tienen altas propiedades mecánicas comparadas con las fuerzas de masticación fisiológicas. Además, los pilares de zirconio no patentados deben considerarse cuidadosamente para su uso clínico debido a la reducción de las características de rigidez y resistencia en comparación con los pilares originales.

## **1.2 Planteamiento del problema**

Actualmente la odontología ha mejorado las características y propiedades físicas de los materiales de restauración, ya que además de exigirse resultados estéticos también se requiere funcionalidad de la restauración y resistencia estructural para que esta resista a una fuerza determinada y no colapse (20).

Las restauraciones cerámicas prensadas con disilicato de litio IPS e.max® son reconocidas por sus altos estándares de calidad y por ofrecer alta resistencia compresiva (360-400 MPa). La marca comercial Ivoclar Vivadent® señala que la calidad y resistencia del disilicato de litio del tipo IPS e.max® solo se garantiza al ser confeccionado en los hornos de su misma marca. Recientemente, la casa Whip Mix® ha lanzado su nuevo equipo ProPress®

SP®, Whip Mix® argumenta que es posible prensar el disilicato de litio del tipo IPS e.max en su horno sin afectar sus propiedades (8,21).

Sin embargo, no hay publicaciones ni evidencias de investigaciones científicas que avalen si existe una diferencia significativa en el uso de las dos máquinas, con el mismo tipo de disilicato de litio.

Por tal motivo en este trabajo de investigación se evaluó la resistencia a la fuerza compresiva del disilicato de litio en dos sistemas de confección distinto.

### **1.3 Preguntas de investigación**

Según lo establecido en la descripción del problema, se plantean las siguientes preguntas.

- ¿Cómo es la resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press en el sistema EP5000\G2® (Ivoclar Vivadent®)?
- ¿Cómo es la resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press en el sistema ProPress SP® (Whip Mix®)?
- ¿Existe diferencia en la resistencia a la fuerza de compresión al prensar disilicato de litio IPS e.max Press en el sistema ProPress SP® (Whip Mix®) y en el sistema EP5000/G2® (Ivoclar Vivadent®)?

### **1.4 Objetivos**

#### **1.4.1 Objetivo general**

1.4.1.1 Determinar el grado de resistencia a la fuerza de compresión al prensar disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema ProPress SP® (Whip Mix®) y en el sistema EP5000/G2® (Ivoclar Vivadent®).

## **1.4.2 Objetivos Específicos**

1.4.2.1 Comprobar la resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema EP5000\G2®.

1.4.2.2 Comprobar la resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema ProPress SP®.

1.4.2.3 Determinar diferencias de resultados obtenidos en las pruebas de resistencia a la compresión entre los dos sistemas de confección.

## **1.5 Justificación**

El uso de disilicato de litio como material restaurador estético libre de metal con alta resistencia va en aumento en los laboratorios dentales de todo el mundo, sin embargo, el equipamiento y costos elevados frenan este crecimiento. En el mercado existen varios sistemas similares de prensado o inyección de disilicato y cada marca defiende su sistema con altas estándares de calidad y seguridad para el consumidor.

No obstante, no existen estudios que comparen y analicen a profundidad el resultado final utilizando un mismo material y diferentes hornos de prensado. Por tanto, el presente estudio permite determinar si existen cambios en cuanto a la resistencia del disilicato de Litio utilizando dos sistemas deferentes.

## **1.6 Limitaciones y delimitaciones de la investigación**

### **1.6.1 Limitaciones**

- Disponibilidad de los lingotes de disilicato de litio en el mercado.
- Restricción en el laboratorio de prótesis para el uso de los hornos.
- Fallo en la confección de las muestras por el mantenimiento de los equipos.
- Fracaso al confeccionar las muestras en la calibración del sistema ProPress SP®.



- Perdida o fractura de las muestras antes de su ensayo.
- Disposición de máquina universal de pruebas INSTRON 3369®.
- Dificultad para realizar las muestras con las medidas adecuadas.
- Cantidad de muestras restringida.

### **1.6.2 Delimitaciones**

- Lingotes cerámicos utilizados en el laboratorio de Prostodoncia de la Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra.
- Hornos de confección cerámica a disposición en el laboratorio.
- Se realizaron 20 muestras en el horno EP5000/G2®, Ivoclar Vivadent®, y 20 en el ProPress SP®, Whip Mix®).
- La base metálica utilizada como soporte para las muestras se confecciono a una medida estandarizada de 21mm de largo y 25.4mm de ancho.
- El tamaño de las muestras elaboradas fue de 6mm de largo y 10.5mm de ancho.

## **Capítulo II. Marco teórico**

Para el desarrollo de esta investigación se iniciará con la definición y clasificación de las cerámicas dentales en general, además de esto se abarca su composición y características, para luego seguir con la clasificación de los sistemas totalmente cerámicos y principios de selección de los mismos.

Después de abarcar los temas básicos del material cerámico, se van a definir los distintos sistemas de cerámicas de disilicato de litio existentes en el mercado de la marca IPS e.max®, especificando posteriormente sobre la IPS e.max Press®, la cual fue la generación elegida para esta investigación.

También se definieron los conceptos de agentes cementantes con sus propiedades y los tipos de cementos disponibles, es decir; cemento de fosfato de zinc, policarboxilato de zinc, ionómero de vidrio convencional y modificado con resina, compómeros y resinosos.

Luego se desarrolla información de ambos sistemas de confección, primero del horno Whip Mix® Pro Press SP® seguido del horno Ivoclar Vivadent® Programat EP5000®.

A modo de finalizar la información teórica se define brevemente la resistencia a la compresión desde un punto de vista mecánico.

### **2.1 Cerámicas dentales**

La cerámica dental es un mineral inorgánico que presenta características específicas como son su alta resistencia, fragilidad y solidez, al ser confeccionados en un horno a altas temperaturas o al fuego de manera directa y mezclados con minerales esenciales, toman forma sólida constituida por una estructura diferenciada por un periodo amorfo o faceta vítrea y otra cristalina por lo que no existe una fusión total de los componentes sino más

bien una sinterización, lo cual es el proceso por el que partículas de polvo, previamente compactadas a presión y elevadas temperaturas, pero en menor fusión completa, terminan unidas de manera superficial (22,23).

Todas las cerámicas están elaboradas a base de los mismos materiales, lo que nos permitirá clasificarlas será la proporción de componentes principales y manera de cocción utilizada (22).

### **2.1.1 Clasificación de las cerámicas dentales.**

Las clasificaciones de cerámicas dentales son completamente artificiales ya que es una labor compleja y variable sin embargo de suma utilidad para poder comprender los conocimientos de manera más organizada, existen muchas formas de clasificar las mismas pero la mayoría de los autores coinciden con la siguiente manera (2,5):

#### **2.1.1.1 Clasificación por la temperatura de procesado o cocción.**

Es la forma más clásica de clasificarlas y pueden ser agrupadas en tres tipos de acuerdo a la temperatura de cocción: de alta, media y baja fusión (2,5). Actualmente se incorporan las que se elaboran a temperaturas muy inferiores e incluso en frío. Philips (5) clasificó las temperaturas en cinco cifras aproximadas desde el punto de vista clínico.

- Las de altas temperaturas (>1300 °C), son propias de la producción en odontología para fabricar dientes artificiales.
- Las temperaturas medias (1050-1300 °C) y bajas (850-1050 °C) son más utilizadas en el laboratorio dental, aunque siempre es deseable trabajar con bajas. En la actualidad se habla de temperaturas por debajo de los 850 °C por múltiples causas: adaptación de los nuevos materiales, disminución de los cambios dimensionales térmicos, ahorro energético y el incorporo de porcelanas de manejo en la clínica “aptas para ser usadas” como las de

dientes artificiales, ciertos tipos que se usan para incrustaciones, *brackets* cerámicos de ortodoncia y ciertos tipos de postes cerámicos (2,5).

#### **2.1.1.2 Clasificación por la composición y características estructurales.**

La parte que más tiende a confundir de las cerámicas es su clasificación por composición por su gran diversidad y diferencias entre sí, al mencionar composición se han clasificado en cerámicas de concepto clásica y cerámicas de concepto moderna (22).

Las clásicas, tradicionales o convencionales; son las porcelanas feldespáticas y las porcelanas aluminosas. Mientras que las modernas, actuales o vitrocerámicas son; coladas, inyectadas o prensadas, infiltrada con vidrio y talladas o torneadas (22).

#### **2.1.1.3 Clasificación por la técnica de confección.**

Existen distintas formas para su manejo en el laboratorio al momento de su confección, clasificarlas según este criterio es de gran aporte para su entendimiento y han sido divididas de manera práctica en los siguientes grupos; condensación sobre el material refractario, por medio de cera perdida y por el sistema CAD/CAM (12).

##### **2.1.1.3.1 Condensación sobre muñón refractario.**

Mediante un modelo de trabajo que es duplicado del primero a base de un material que fue refractado se somete a altas temperaturas para obtener la cocción de la cerámica. A dichos modelos troquelados se le aplica de manera directa la porcelana y luego de sintetizar, se elimina entonces el muñón y se realizan los últimos retoques con la prótesis ya colocada en el modelo primario. Entre los sistemas caracterizados por emplear este método están

*Optec-HSP® (Jeneric®), Fortress® (Myron Int®), In-Ceram® Spinell (Vita®),* entre otros (12).

#### **2.1.1.3.2 Sustitución a la cera pérdida.**

Su confección es mediante la inyección o colado con un modelo de patrón de cera el cual se reviste refractándolo para luego calentarlo y ocurra la fusión de la cera. En el espacio libre que queda se hace entrar la masa cerámica fundida a presión por medio de la inyección de la misma mediante un pistón. Los sistemas que más utilizan este método son IPS Empress® y e.max Press® (Ivoclar®). Las investigaciones han manifestado que dicho proceso eleva la fuerza del material ya que reduce espacios porosos y distribuyendo de forma más homogénea las partículas cristalinas en la matriz (12).

#### **2.1.1.3.3 Tecnología asistida por ordenador.**

El sistema computarizado o CAD/CAM diseña y elabora a través de un ordenador el cual permite confeccionar un trabajo mucho más preciso, de manera ágil y eficaz. Esta técnica consta de pasos fundamentales como; digitalizar, diseñar y mecanizar, por medio del digitalizado es registrado en tres dimensiones la elaboración del trabajo dental. Se puede explorar fuera de la boca por medio de un escaneo del modelo troquelado con un dispositivo mecánico o láser. La otra manera sería directamente en boca con fotografías de la preparación, sustituyendo la toma de impresión. Toda la información obtenida se envía al computador en el cual se diseñará la prótesis con un programa especializado que automáticamente empieza la unidad de fresado a mecanizar la cerámica. Entre los sistemas disponibles en la industria están; Cerec® (Sirona®), Procera® (Nobel Biocare®), Lava® (3M Espe®), DCS® (DCS), Cercon® (Dentsply®), Everest® (Kavo®), Hint-Els® (Hint-Els®) (12,23).

Existe una técnica de confección manual donde se realiza la estructura completa de la restauración y la cual luego se caracteriza con maquillaje o se

puede primero obtener la estructura interna y las capas externas aplicando las mismas con cerámica feldespática. La primera técnica es utilizada más frecuentemente en preparaciones de inlay, onlay y carillas. Se estratifica la parte más superficial idealmente para coronas y puentes, esta brinda mejor resultado estéticos ya que se obtiene el color se forma más profunda haciéndolo más duradero (12).

#### **2.1.1.4 Clasificación por el sistema de procesado y presentación.**

De acuerdo a su procesado las porcelanas se pueden clasificar en: convencionales, coladas, torneadas, prensadas o inyectadas, infiltrada (24).

##### **2.1.1.4.1 Convencionales**

La presentación comercial de estas cerámicas son la *Optec®* y *Duceram®*, la técnica de confección de dichas cerámicas es de capas sobre troquel. La *Optec®* es un sistema donde las restauraciones se obtienen por medio de continuas quemas de los troqueles refractados, con la finalidad de disminuir la tracción. En la fase donde el vidrio es ceramizado, se eleva la cantidad de leucita, brindando una mejor cualidad del material restaurador (24).

##### **2.1.1.4.2 Coladas**

Su presentación comercial es la *DICOR®*, a diferencia de las técnicas convencionales la técnica *DICOR®* es manipulada con pinceles y pastas cerámicas, es trabajada como el oro, por medio de fusión de la cera. *DICOR®* es un material de mayor traslucidez, dando así mejor estética. El ajuste de la oclusión podría retirar el tinte superficial, transparentándose la parte vítrea y a su vez alterando sus características estéticas (25).

##### **2.1.1.4.3 Torneadas**

Presentaciones comerciales; *Cerec®*, *Celay*, *Procera Allceam®*. Su técnica de confección es CAD CAM (26).

El sistema CEREC® usa una cámara de *CCD-chip* que visualiza y capta la preparación. El programa digita la impresión y es diseñada por el computador siendo innecesaria la toma de impresión. Los bloques de porcelana viene en seis tonalidades diferentes (26).

El sistema CELAY® utiliza una técnica de desgaste basado en un trazado pantográfico. El material de impresión es sometido a un proceso de polimerización que se realiza previo al retirado en boca y se talla en una pieza uniforme de porcelana en una sola tonalidad (26).

El sistema PROCERA® surge de la necesidad de mejorar las características de resistencia y color. Este sistema envuelve el criterio de coronas totalmente cerámicas asistidas por un ordenador y maquinado para fabricar la infraestructura de las coronas. El sistema Procera es el material más resistente debido a su alto contenido de alúmina (27).

#### **2.1.1.4.4 Prensadas o inyectadas**

El sistema IPS Empress® es un material restaurador que no contiene metal y es reforzado con cristales de leucita. Es altamente fluorescente, posee buena resistencia y es poco abrasiva a las piezas adyacentes. Su confección es mediante la fusión de cera, la cual es posteriormente se prensa. El horno de sinterizado deber ser específico para calentar durante dieciséis horas la parte vitrificada (28).

#### **2.1.1.4.5 Infiltradas.**

El sistema In-Ceram® fue pensado con el fin de mejorar la fragilidad de la porcelana. Este sistema se considera el más fuerte de los sistemas cerámicos libres de metal. La resistencia flexural es aumentada de tres a cuatro veces (28).

### **2.1.1.5 Clasificación por aplicación loco-regional de la porcelana.**

Es una forma menos común de clasificar, se trata de un mismo tipo de porcelana con mínimas diferencias que nos sirven como referencia ya que dependiendo de su localidad en la corona varían de la siguiente manera:

- Porcelanas para dentina. Conforman la parte principal de la corona ya que abarcan el cuerpo y zona cervical.
- Porcelanas para esmalte. Son muy translúcidas, imitando el esmalte dental.
- Porcelanas incisales. Localizadas como su nombre indica en la zona incisal.
- Porcelanas opacas. Es utilizada para enmascarar preparaciones subyacentes que lo ameriten.
- Porcelanas correctoras. Para zonas de contacto para corregir defectos o ajustes.
- Porcelanas para glaseado. Son transparentes, tapan poros y grietas muy pequeños.
- Porcelanas de maquillaje. Se utilizan para caracterizar detalles finales.

La composición de todas estas cerámicas es prácticamente igual, se diferencian más bien en temperatura de fusión, color, opacidad y translucidez, lo que le da la naturalidad a las restauraciones (12).

### **2.1.2 Composición de las cerámicas dentales.**

Un desglose de los componentes de cada cerámica no se logra con facilidad debido a lo variable y diverso que son los compuestos, además de la discreción de los fabricantes evitando el plagio de su producto, sin embargo todas las porcelanas constan de una composición básica sin importar la marca que sean, estas están compuestas de tres materias primas fundamentales con variables proporciones de acuerdo con las características



que quiera alcanzar, estas son el feldespato, el cuarzo (sílice) y caolín o arcilla blanca (23,29).

El feldespato ocupa la mayor proporción, luego el cuarzo el cual es sílice de manera cristalina, la menor cantidad de material es de caolín y esta marca la diferencia entre las porcelanas para uso dental y las demás en un inicio con un contenido > 50% del volumen completo de las cerámicas no dentales. El caolín es el que permite que se pueda manipular y moldear la masa lo que la hace muy opaca y pierde la transparencia al ser mayor del 10% del volumen, es por esto que se disminuyó el porcentaje de este a mínimas cantidades para porcelanas dentales en la actualidad (23,29).

Los otros componentes aparte de los básicos, los incluyen en menor proporción para mejorar el aspecto de las restauraciones y aportan propiedades ópticas de fluorescencia (23,29).

### 2.1.3 Características de las cerámicas dentales.

Las características de las cerámicas dentales se pueden exponer de manera práctica, divididas por sus ventajas y desventajas, como se observa de forma resumida en el Cuadro 1 (30).

**Cuadro 1. Ventajas y desventajas de las cerámicas (30).**

<u>Ventajas</u>	<u>Desventajas</u>
Biocompatibilidad	Microgrietas
Estética	Indeformabilidad
Diversidad de aplicación	Desgaste de dientes antagonistas
Resistencia mecánica	Espesor de los tallados
Cambios térmicos	Porosidad y contracción

Compatibilidad con otros materiales	
Estabilidad biológica	
Radiolucidez	

#### **2.1.4 Clasificación de los sistemas totalmente cerámicos.**

Las técnicas de confección de cerámicas serán clasificados en dos grupos: compuestos químicos y sistema de elaboración (31).

##### **2.1.4.1 Por sus compuestos químicos.**

De acuerdo a sus componentes químicos, las porcelanas dentales se clasifican en tres grupos básicos (31).

##### **2.1.4.1.1 Feldespáticas**

El feldespato, presente en gran medida, una vez convertido en vidrio, le da a la porcelana apariencia translúcida. La porción cristalina está compuesta por cuarzo, el contenido de caolín en muy poca cantidad, le proporciona la plasticidad y facilidad de manejo al material aún sin sinterizar. Otro componente disperso en la mezcla son los fundentes, se utilizan para disminuir la temperatura de fusión, además de pigmentos que brindan las distintas tonalidades. Al ser el feldespato la parte vítrea el cual está presente en mayor medida, proporciona excelentes resultados estéticos por sus propiedades ópticas; pero simultáneamente tienen como desventaja su fragilidad, lo que dificulta su uso en prótesis fija sin apoyo de una estructura de base, Debido a esto, las mismas son utilizadas más en el recubrimiento de metales (32).

En la búsqueda de una mejor estética, se encontraron nuevos materiales con los que se modificaron la composición hasta lograr mayor firmeza en los

trabajos cerámicos libre de metales. Esto abrió paso a la aparición de las cerámicas feldespáticas altamente resistentes, contienen grandes cantidades de feldespatos, pero a la vez se destacan por la incorporación de ciertas sustancias que elevan sus propiedades mecánicas. Las casas comerciales que más destacan esta característica son; *Optec-HSP® (Jeneric®)*, *Fortress® (Myron Int®)*, *Finesse® AllCeramic® (Dentsply®)* e *IPS Empress® I (Ivoclar®)*. Los micro cristales de leucita de estas cerámicas se encuentran dispersados en la matriz vítrea uniformemente consiguiendo así su alta resistencia, ya que las partículas de la misma se reducen más que los del vidrio presente al enfriarse y se crea una tensión residual que produce grietas debido a la diferencia del tamaño entre los cristales (33). La casa comercial *IPS Empress® II (Ivoclar®)* cuenta con un sistema de feldespato reforzado con disilicato de litio y ortofosfato de litio que mejoran su resistencia, pero también la opacidad, por esta razón sólo puede ser utilizada en estructuras internas. Para lograr una estética aceptable, se debe enmascarar este núcleo con porcelana feldespática convencional. un sistema más avanzado por la *IPS e.max Press®/CAD (Ivoclar®)*, utilizan las porcelanas con feldespato únicamente con partículas de disilicato de litio. Sin embargo, tienen la fase cristalina mucho más homogéneas lo que genera una mayor resistencia a la fractura que la anterior. de igual forma, ambas necesitan ser recubiertas con capas de porcelana feldespática convencional para mejorar la estética (34).

#### **2.1.4.1.2 Aluminosas**

A las porcelanas feldespáticas convencionales fueron modificadas con mayores volúmenes de óxido de aluminio y menores medidas de cuarzo, Esto hace que la alúmina se mantenga en suspensión en la matriz, debido a su alta temperatura de fusión y se obtiene un material de una microestructura mixta que mejora las características de resistencia del material. Esto revolucionó la fabricación de las cerámicas libre de metal (35).

Sin embargo, surgieron inconvenientes importantes como la poca translucidez y la necesidad de hacer tallados muy extensos para lograr estética por lo que se utilizan solo como núcleos. De las marcas más

conocidas están; In-Ceram® Alúmina (Vita®), con una cerámica mixta sin fase vítrea ya que es C9% de óxido de aluminio, se fabrica con técnica de infiltración y por acción capilar se eliminan los poros residuales, resultando un material de núcleo cerámico de mayor resistencia a la flexión (35).

El sistema In-Ceram® *Spinell* (Vita®), contiene los mismos componentes que la anterior, agregando óxido de magnesio en un 28% y el óxido de aluminio en un 72% esto forma una espinela lo cual es un compuesto de fórmula  $MgAl_2O_4$ . La misma forma cristales con propiedades de mejor translucidez, en comparación con las de alúmina proporcionando excelente estética. Aunque tienen menor resistencia a la fractura que las otras en un 25% por lo que se limitan para solo fabricar núcleos en dientes vitales del sector anterior. También está la In-Ceram® Zirconia (Vita®): La confesión de este material consiste en un 67% de alúmina, 33 % de circonia, el compuesto es luego infiltrado con vidrio. Son de muy alta resistencia ya que el óxido de circonia mejora su firmeza, tanto que permite el uso de estas para restauraciones de puentes posteriores. Por último, igual se destaca entre los sistemas de cerámicas aluminosas la Procera® *AllCeram*® (Nobel Biocare®): que confecciona sus cofias por prensado en frío, con un sinterizado de 1550° C. Este sistema utiliza alúmina de alta densidad y un 99,5% de pureza, con una estructura totalmente cristalina. Brinda excelente propiedad mecánica ya que la falta de espacio entre los cristales, previene que se formen fisuras en su superficie (34).

#### **2.1.4.1.3 Circoniosas.**

A base de óxido de circonio, también llamadas circonia o circonio de forma química ( $ZrO_2$ ). Son cerámicas de última generación, fabricadas con óxido de circonio que se sintetiza a un 95%, se estabiliza con óxido de itrio en un 5%, se caracterizan por su alta tenacidad, dada a su estructura completamente cristalina y por su mecanismo de refuerzo conocido como «transformación resistente», esto quiere decir que en las zonas de estrés mecánico elevado de la circonia estabilizada atraviesa un cambio de forma en la fase cristalina de tetragonal a monoclinica, aumentando su volumen. Este proceso es

común y útil en la punta de una grieta ya que evita la extensión de la fractura y aumenta la resistencia de manera puntual. Este fenómeno aumenta la resistencia flexural del material de 1000 a 1500 MPa, lo que lo convierte en el tipo de cerámicas más novedosas de todas considerándolas como el “acero cerámico” por sus propiedades físicas son ideales para restaurar zonas de grandes cargas mecánicas. Entre estas cerámicas de última generación se pueden mencionar; *DC-Zircon® (DCS)*, *Cercon® (Dentsply)*, *In-Ceram® YZ (Vita®)*, *Procera® Zirconia (Nobel Biocare®)*, *Lava® (3M Espe®)*, *IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar®)*, entre otras. De la misma forma que las de base de aluminio, son consideradas de alta resistencia y por su opacidad al no tener fase vítrea, también necesitan ser recubiertas con porcelanas convencionales para obtener una estética adecuada (36).

### **2.1.5 Principios para seleccionar las cerámicas dentales.**

Algunas recomendaciones de Bovera (37), en su artículo se basan en una experiencia clínica para selección de cerámica:

- Área anterior - Coronas individuales.
  - Con pilares de color normal y la necesidad de imitar una alta translucidez: disilicato de litio y cerámicas feldespáticas.
  - Con pilares oscuros o de baja translucidez: porcelana fundida en metal.
  - En caso de bruxismo: disilicato de litio monolítico, restauraciones de color superficial (37).
  
- Área anterior - reemplazo de dientes perdidos
  - Con pilares de color normal: disilicato de litio.
  - Con pilares oscuros: porcelana fundida con metal (37).
  
- Área posterior - coronas simples
  - Con pilares de color normal y la necesidad de imitar dientes de alta translucidez: disilicato de litio monolítico.

- Con pilares oscuros o dientes de baja translucidez: porcelana fundida con metal o zirconia (37).
- Área posterior - reemplazo de los dientes faltantes
  - Para la fabricación de un puente de tres unidades: porcelana fundida con metal o zirconia.
  - Para la fabricación de un puente con más de tres unidades: porcelana fundida con metal (37).

Debido a la gran variedad de cerámicas existentes es necesario conocer el comportamiento de cada una en cuanto a compresión, exactitud de ajustes marginales, estética y su grado de supervivencia. (38,39).

#### **2.1.5.1 Resistencia a la compresión.**

Los sistemas cerámicos poseen una resistencia a la fractura adecuada superando los 100 MPa. Las de baja resistencia entre 100-300 MPa, resistencia media 300-700 MPa y alta resistencia por encima de 700 MPa. Estos valores de resistencia permiten delimitar las indicaciones de las cerámicas, su resistencia es dada por factores clínicos como son: preparación dentaria, diseño de la estructura y cementación (40).

#### **2.1.5.2 Precisión de ajuste marginal.**

El sellado marginal es de gran importancia para el éxito de la restauración, es por esto que la interface diente prótesis debe ser rellenada con el agente cementante, elevando así la unión de las dos superficies y manteniendo íntegra dicha unión. cuando no se toma en cuenta la adaptación marginal por el clínico ocurre el fracaso de la restauración. Por lo que es ideal que la preparación de la interface sea mínima para garantizar la longevidad de la prótesis (41).

### **2.1.5.3 Estética.**

El sistema totalmente cerámico es de predilecta elección, debido a la naturalidad que alcanza en la prótesis dental. Esta alta estética se debe al paso de luz dentro de la superficie dental. Su diferencia con las restauraciones metálicas se basa en el grado de translucidez que presentan (42).

Los sistemas cerámicos de acuerdo a su comportamiento estético se pueden clasificar en: translúcidos y opacos. Cuando se habla de estética no solo se refiere a color y traslucidez sino a conseguir formas anatómicas naturales, simetría y proporcionalidad equilibrada (42).

### **2.1.5.4 Supervivencia clínica.**

Las restauraciones cerámicas pueden tener una vida útil larga si los clínicos y técnicos son conscientes de las técnicas de fractura involucradas en diferentes tipos de cerámicas, tomando medidas para evitar daños tempranos y promoviendo medidas preventivas y de fortalecimiento durante la fabricación y colocación. Además, para que la restauración tenga una alta supervivencia no solo interviene la parte clínica, sino que interactúan factores como características oclusales, hábitos parafuncionales, grado de higiene. Por ello es fundamental concientizar al paciente sobre cuál es su rol para mantener un alto rango de supervivencia de la restauración (43).

## **2.2 Sistema IPS e.max®.**

Dentro de las cerámicas libres de metal, la IPS e.max® es un material innovador que posee 5 componentes básicos, lingotes de cerámicas vítreas de disilicato de litio, óxido de zirconio y lingotes con flúorapatita de uso en prensados y las asistidas por ordenador. También tienen vitrocerámicas de nano partículas con flúorapatita que se usan de manera general para recubrir los compuestos del sistema (44).

Tiene una alta resistencia ya que se puede incorporar 70% de contenido cristalino a la matriz de vidrio sin alterar la translucidez (44).

### **2.2.1 Ventajas del sistema IPS e.max®.**

Entre las ventajas que presenta el sistema IPS e.max® es su alta resistencia flexural que oscila entre 360 a 400 MPa y esto es debido a su alto contenido de fase cristalina de alrededor de 70% de la fase vítrea, esto posibilita la realización de estructuras monolíticas con buenos resultados estéticos. También es biocompatible con los microorganismos de los tejidos, evitando daños en la cavidad oral (45).

### **2.2.2 Sistema IPS e.max Press®.**

Este sistema cuenta con pastillas de cerámica de disilicato de litio para su confección por método de inyección. Las mismas son seleccionadas dependiendo del objetivo deseado así como el método de inyección elegido puede ser por tintes o estratificación, esta forma de inyección permite obtener resultados naturales en nuestra restauración (46).

Este sistema presenta ventajas tales como altos resultados estéticos, gran variedad de indicaciones, precisión de ajuste, cementación autoadhesiva o convencional y alternativas rentables y estéticas a las coronas coladas completas (46).

De las pastillas existen cinco tonos de translucidez y una versión *impulse*: IPS e.max press® HT (Alta Translucidez) disponible en 16 tonos A/D y 4 tonos *bleach*, debido a su gran translucidez son similares al esmalte, están indicadas en restauraciones pequeñas, pueden ser personalizadas las restauraciones con método de tintes (47,48).

IPS e.max press® MT (Media Translucidez) disponible en: A1, A2, A3, B1, BL2, BL3 y BL4. Se utilizan cuando se busca más brillo que un HT y más



translucidez que un LT, son muy utilizadas en las técnicas de tintes y estratificación (47,48).

IPS e.max press® LT (Baja Traslucidez) disponible en 16 colores y *bleach* BL, por su baja translucidez parecida a la dentina son utilizadas en restauraciones grandes, contiene un brillo natural que evita que las restauraciones se tornen grisáceas, la restauración es maximizada con la técnica de estratificación (47,48).

IPS e.max® MO (Opacidad Media) se presenta 5 tonos de color MO 0, MO 1, MO2, MO3, MO4. Por ser opacas son utilizadas para fabricar subestructuras, que luego se estratifican para una apariencia más natural de la misma (47,48).

IPS e.max® HO (Alta Opacidad) suministradas en 3 grupos de colores HO 0, HO 1, HO 2. Estas pastillas son utilizadas en la elaboración de estructuras donde el sustrato ha perdido su color y cubriendo aditamentos metálicos, oculta bases muy opacas y la anatomía de la restauración es personalizada con el sistema Ceram® (47,48).

IPS e.max press® *Impulse*: disponibles en 2 tonos de opacidad: Opal 1 y 2, por su opalescencia nos permite utilizarlas para carillas de grosor mínimo en dientes sin cambios de color (47,48).

IPS e.max press® Multi: se encuentra en el tono *Bleach* BL y en tonos de A/D. Crea restauraciones monolíticas con apariencia estética presentando los colores de forma progresiva desde la base dentinaria hasta los bordes incisales, puede ser modificada mediante tintes o estratificación (47,48).

### **2.2.2.1 Indicaciones y contraindicaciones del sistema IPS e.max Press®.**

Esta cerámica está indicada en prótesis unitarias o de múltiples piezas, ya sean anterior y posterior, superestructuras de implantes, incrustaciones y carillas con mínimo desgaste, aditamentos y coronas híbridas (49).

Su contraindicación es en casos donde un puente posterior utilice el primer molar de soporte, restauraciones de más de 4 unidades, tallados muy por debajo de los tejidos circundantes, pacientes bruxómanos (49).

### **2.2.2.2 Características del sistema IPS e.max Press®.**

Las características más destacadas en este sistema de cerámica son:

- Alta resistencia y estéticamente aceptables.
- Estructuras con poca preparación.
- Buenos resultados estéticos a pesar del color del diente.
- Reparación de estructuras híbridas inyectadas (50).

## **2.3 Agentes cementantes.**

Los agentes cementantes se consideran sustancias moldeables utilizadas para sellar espacios o en la unión de dos cuerpos (51). Estos están compuestos por la combinación de ácidos y una base de óxido de metal formando sal y agua, el fraguado de los mismos resulta de la unión del polvo que no reacciona con la matriz de sal, endureciendo así la masa (52,53). Los agentes cementantes son susceptibles a los ataques ácidos por su propiedad iónica, lo que los hace solubles en la cavidad oral (52).

En la elección de un cemento se debe tomar en cuenta las demandas funcionales y biológica, propiedades físicas y biológicas, característica de manipulación, tiempo de fraguado, facilidad de remover excesos y la compatibilidad del cemento con el material restaurador, además este debe poseer una alta retención de la restauración en un tiempo prolongado (51).

Según el tipo de agente cementante podemos clasificar la cementación en cementación provisional y cementación definitiva (54). En la cementación provisional se fija la prótesis con agentes de unión considerados como provisionales, dentro de estos se encuentra el óxido de zinc y eugenol, cementos con hidróxido de calcio (53). Estas cementaciones están indicadas para mantener en observación los tejidos periodontales, la higiene de la prótesis en las troneras y áreas de contacto de los pónicos con los rebordes, dando paso a la evaluación de la función masticatoria, ajustes de oclusión, desoclusión, color y demás variaciones antes del cementado final (54).

La cementación definitiva se define de acuerdo a las características del agente cementante dentro de las cuales se puede mencionar el espesor, capacidad retentiva, grado de infiltración marginal y fluidez, como los agentes cementantes ionómero de vidrio y fosfato de zinc y (53).

### **2.3.1 Propiedades de los cementos.**

Los cementos dentales presentan propiedades físicas pobres comparadas con otros materiales de restauración, pero deben cumplir requisitos adicionales como mínimo grosor de película (55). A continuación, se muestran las propiedades requeridas por un agente cementante.

#### **2.3.1.1 Resistencia**

La resistencia es considerada un factor crítico para la cementación ya que se requiere una alta resistencia compresiva para resistir las fuerzas masticatorias. Exceptuando los cementos a base de resina, presentan fallas y tienden a fracturarse por tensión por lo que las resistencias tensionales también son importantes (56,57).

### **2.3.1.2 Módulo de elasticidad**

Un cemento dental debe poseer un módulo de elasticidad compatible con la estructura dentaria, es decir que cuando el diente es sometido a stress, el cemento y estructura dentaria deberían experimentar igual cantidad de esfuerzo. El ionómero puede presentar un módulo de elasticidad de mayor conveniencia que el fosfato convencional, policarboxilato y cementos ionómeros de vidrio (58).

### **2.3.1.3 Deformación plástica**

Un agente cementante debe ser capaz de resistir la tendencia a fluir bajo cargas oclusales pesadas. La deformación plástica o permanente dará como resultado una pérdida de adaptación del cemento al diente provocando una abertura, filtración y pérdida de retención. El policarboxilato y algunos cementos resinosos que presentan bajo contenido de relleno sufren deformación plástica por lo que no está recomendado su uso. Mientras mayor es el grosor de película del agente cementante mayor posibilidad de que ocurra una deformación plástica (59).

### **2.3.1.4 Solubilidad y estabilidad**

Los cementos a base de agua que fraguan por reacción ácido – base son parcialmente solubles en agua. El fosfato de zinc es menos soluble que el policarboxilato, pero más soluble que el ionómero de vidrio. Las resinas computas son insolubles, pero absorben agua, esta absorción de agua podría afectar las propiedades físicas de los cementos resinosos. Por lo que es de suma importancia que los agentes cementantes resinosos tengan suficiente relleno inorgánico y sufran adecuada polimerización (60–62).

### **2.3.1.5 Grosor de película**

El grosor de película de un agente cementante se recomienda que sea menor de 25 micras para prótesis precisas y menor de 40 micras para otras restauraciones. El ionómero de vidrio, fosfato de zinc y policarboxilato tienen a presentar un grosor de película menor de 25 micras (63).

### **2.3.1.6 Tiempo de trabajo**

El tiempo de trabajo adecuado es de vital importancia para que los cementos fluyan hasta llegar a su mínimo grosor de película, de esta forma permitir el asentamiento correcto antes del fraguado. Las resinas compuestas empiezan a fraguar una vez son mezcladas, sin embargo el ionómero, fosfato y policarboxilato tienen corto tiempo de movimiento y fraguan a una proporción constante (64).

### **2.3.1.7 Integridad marginal y asentamiento**

La acumulación de placa bacteriana es resultante de la falta de integridad marginal. Es considerado el principal agente causal de enfermedad periodontal. La falta de integridad marginal permite el paso de fluidos orales, causando tinción marginal, por lo que el clínico deberá mejorar el asentamiento de los colados y ajustar las superficies oclusales de la restauración después de la cementación (65).

### **2.3.1.8 Microfiltración**

La Microfiltración es considerada la causa principal de patología pulpar y sensibilidad. La filtración marginal provee un sendero para que las bacterias lleguen a la pulpa, esto es posible si existen defectos entre restauraciones y dientes creando un hábitat favorable para las bacterias. Por lo tanto es

necesario que la filtración sea minimizada con una buena adaptación de las restauraciones (66).

#### **2.3.1.9 Acidez y sensibilidad**

El fosfato de zinc y los ionómeros vítreos son ácidos durante su fraguado inicial. Pero su pH se eleva durante el fraguado y el pH como tal no causa sensibilidad ni patología pulpar. Las proporciones polvo\ líquido si son incorrectas pueden promover el paso de material ácido en los túbulos dentinarios y ser causantes de sensibilidad (67,68).

#### **2.3.1.10 Adhesión y retención**

El ionómero convencional y el resinoso se adhieren adecuadamente a la estructura dentaria. Estos disminuyen la microfiltración e incrementan la retención (69).

#### **2.3.1.11 Liberación de flúor**

Agentes cementantes como el ionómero convencional y el resinoso liberan flúor en cantidades significativas, teniendo efectos antimicrobianos y reduciendo la desmineralización dentinaria (70).

#### **2.3.1 Cemento de fosfato de zinc.**

Es considerado el agente de unión para cementar preparaciones de forma convencional, aunque este posee limitada biocompatibilidad con respecto a la irritación pulpar, lo que se compensa con el barniz cavitario. Este cemento tiene alta resistencia a la dislocación de preparaciones. Presenta una resistencia a la compresión de 80 a 110 MPa (800 a 1100 Kg\CM<sup>2</sup>), resistencia a la tracción de 5 a 7 MPa (50 a 70 Kg\cm<sup>2</sup>) y su módulo de elasticidad es de 13 Gpa (1300 Kg\cm<sup>2</sup>), dependiendo de la proporción polvo liquido usada. Los mismos valores expresados le confieren al cemento

resistencia y firmeza. Tiene un espesor de película de 25 micras, su pH es inicialmente bajo pero incrementa hasta volverse neutro a las 48 horas (71).

### **2.3.2 Cemento de policarboxilato de zinc.**

Es un cemento a base de ácido poliacrílico que posee retención mecánica, reacción con el calcio del esmalte y otros metales a través de una reacción química. El policarboxilato presenta una resistencia a la compresión de 55 a 85 MPa (550 a 850 Kg/cm<sup>2</sup>) y una resistencia a la tracción de 8 a 12 MPa (80 a 120 Kg/cm<sup>2</sup>). Tiene baja solubilidad en agua. Este cemento tiene las mismas indicaciones que el fosfato de zinc, a pesar de que el policarboxilato presenta altos valores de acidez causa mínima irritación pulpar porque el pH se eleva más rápido que el fosfato de zinc ya que el polvo neutraliza rápidamente al líquido(72).

### **2.3.3 Cemento de Ionómero de vidrio.**

Los ionómeros vítreos están compuestos por ácidos polialquenoicos y sales, por esto el ionómero convencional se presentan en forma de un líquido (ácido) y un polvo (base), al ser mezclados forman un cemento. Endurecen mediante reacción ácido – base, esta reacción se produce cuando el vidrio es atacado por el ácido (73,74).

### **2.3.4 Cemento de Ionómero de vidrio modificado con resina.**

Están compuestos por un 80% de vidrios ionoméricos y el 20% restante de ionómero resinoso de curado fotopolimerizable. Este cemento endurece a través de reacción ácido - base. El compuesto de agua en dichos cementos es sustituido por una resina como el BIS-GMA. La reacción inicial es ácido – básica, luego se somete a fotocurado para realizar una polimerización fotoquímica sobre la matriz (75).

### **2.3.5 Cemento de compómero.**

Los compómeros son materiales de restauración y cementación que combinan las propiedades de resinas compuestas y de los ionómeros de vidrio, está formado por 80% de resina compuesta y 20% de ionómero de vidrio. Liberan flúor constantemente durante 40 semanas (76,77).

### **2.3.6 Cementos resinosos.**

Estos cementos forman dos fases distintas:

- Fase líquida o matriz, no es más que la parte que aporta propiedades adhesivas al cemento, forma el entramado polimérico cuando dicho material polimeriza (78).
- Fase sólida o relleno, aporta al cemento propiedades ópticas y mecánicas. El tipo y cantidad de este componente determinará la densidad y grosor de la capa de cemento (78).

La composición de los cementos resinosos se diferencia de los composites para obturaciones en que estos son más fluidos. La adhesión de los cementos actúa por un mecanismo de unión micromecánica, logrando un buen sellado y evitando sensibilidad postoperatoria (78).

Los cementos resinosos están indicados para la cementación de coronas metal cerámicas, *inlays*, *onlays*, carillas y *Maryland*, además se ha indicado para cementar postes prefabricados por poseer mayor retención que el fosfato y el ionómero. El espesor de película en dichos cementos debe ser por debajo de las 20 micras, presenta baja solubilidad en los fluidos orales desde el momento de la polimerización. Algunas ventajas que posee este material es que se logra un buen sellado marginal y en se presenta en gran variedad de tonos (79).



### **2.3.6.1 Cemento RelyX® U200.**

Es un cemento dual autoadhesivo, en el sistema dispensador *clicker* con niveles de adhesión mejorados en esmalte y dentina. Para su uso no se quiere acondicionar la estructura con grabado, primer ni adhesivo. Fueron agregados monómeros extra en su fórmula, se mejoró el relleno y se adicionó un modificador de reología buscando enriquecer su mezcla (80,81).

#### **2.3.6.1.1 Ventajas.**

Dentro de las ventajas que presenta el cemento Relyx® U200 están las siguientes: sencillo de utilizar, excelente comportamiento, mayores opciones de dispensado, polimerización dual, autoadhesión evitando pasos de grabado, primer y adhesivo, mínimo potencial de sensibilidad post operatoria(82).

Otras ventajas más que presenta son: propiedades físicas comparables a cementos de resina, proporcionando restauraciones seguras; posee menor desgaste lo que mantiene un sellado marginal en la restauración; posee alta tolerancia a la a la humedad y alta estabilidad dimensional y; disponible en variedad de tonos brindando alta estética en restauraciones libre de metal (83).

#### **2.3.6.1.2 Indicaciones.**

Es recomendado su uso en cementaciones autoadhesivas definitivas, incrustaciones, prótesis de una o más piezas, postes, además para cerámicas libres de metal. Está contraindicado como agente cementante en las carillas (84).

## **2.4 Horno Whip Mix®, ProPress SP®.**

Es un horno que ofrece un nivel de control real de prensado, monitorea automáticamente el flujo de vidrio y detecta el movimiento de la cerámica en el anillo en tiempo real. El prensado rápido no solo ahorra tiempo y energía, sino que previene la formación de la capa de reacción superficial de la cerámica que se observa en los demás sistemas de prensado. También aumenta el éxito de prensado incluso hasta en moldes agrietados. SP significa *Sences press* que traducido al español significa prensado sensible. Este sistema puede sinterizar y prensar todo tipo de cerámica más rápido que los demás hornos de prensado convencionales, incluso el ciclo de cocción de 2 etapas para Disilicato de Litio y Alumina (85).

El ProPress SP® tiene la versatilidad de acomodar 100, 200 y 300 gramos para más cantidad de trabajos por tiempo en el laboratorio. Este sistema requiere aire comprimido a una presión mínima de 4 bar (86).

Otras características interesantes de este sistema son las muflas de cuarzo de alta calidad, 200 programas abiertos disponibles con pantalla LED, set de calibración de temperatura de tres puntos de alta precisión, sistema patentado de enfriamiento rápido el cual enfría la mufla dos veces más rápido, puerto USB y por supuesto el costo está muy por debajo de los demás sistemas similares. Viene con un dispositivo de calibración (ProCal®) que verifica y calibra la temperatura de cocción en los hornos de la serie Pro 200, es de fácil uso y ofrece calibración automática sin requerimiento de ajuste manual (87).

## **2.5 Horno Programat Ep5000/G2®, Ivoclar Vivadent®.**

Es el punto culminante entre los hornos de inyección. Establece nuevos estándares para hornos de inyección dental. La segunda generación de los hornos Programat EP5000/G2® es fácil de operar gracias a su pantalla a

color de alta resolución gráfica con la función de pantalla táctil conveniente y el teclado sellado con membrana probada (88).

Durante el proceso de cocción-Inyección, el indicador de estado de servicio (OSD) informa a los usuarios sobre el estado actual de calentamiento hasta el enfriamiento, el consumo de energía en el modo stand-by en los programas de cocción se puede reducir hasta en un 40% debido a la función de ahorro de energía integrada (*Power Saving*). El nuevo diseño de la mufla QTK cuenta con un sistema de inyección Inteligente que permite el ahorro de hasta un 45% en el proceso de inyección (IPF) (89).

El Programat EP5000/G2® de Ivoclar Vivadent® cuenta con un Sistema de Detección de grietas (CDS) en los anillos de revestimiento durante los procesos de inyección. Infortunadamente por diferentes circunstancias como un inadecuado precalentamiento de los anillos de revestimiento, colocación incorrecta de los bebederos o vibración del anillo durante la fase de endurecimiento del revestimiento entre otras son las causas de la generación de fisuras o grietas durante el proceso de inyección. La función CDS por medio de un software inteligente detiene la fuerza del presado sobre el émbolo de inyección, al cesar la fuerza de prensado a menudo es posible prevenir la fractura completa del anillo de revestimiento y las filtración del líquido del material cerámico (86).

Es importante destacar que cuenta con dos sistemas de protección térmica: protección de *shock* térmico (TSP - *Thermo Shock Protection*) que evita el choque térmico de la cerámica si el cabezal del horno se cierra cuando hace demasiado calor y protección de *Shock* de enfriamiento (CSP - *Cooling Shock Protection*) el cual reduce la tensión residual dentro de la cerámica con un proceso de apertura del cabezal del horno especial. Por lo tanto, el Programat EP 5000/G2® representa el estándar más reciente de la tecnología y ofrece una excelente relación precio /rendimiento (88,89).

Las diferencias significativas estándares de ambos sistemas son: La ProPress SP® tiene 200 programas, necesita presión neumática mínima de 4

Bar y costo de aproximadamente un 40% menos. El sistema EP5000® tiene 500 programas, tiene un sistema de detección de grietas, no necesita presión neumática y su costo es 40% más elevado (88,89).

## **2.6 Resistencia a la compresión**

La resistencia compresiva se puede definir como el mayor esfuerzo que soporta un material rígido por una carga aplastante o de compresión a lo largo del eje del elemento en cuestión. La unidad de medida se expresa en pascales (MPa) que es la fuerza por unidad de área transversal primaria (90).

Para conocer la resistencia de un elemento y su grado de deformación por una fuerza compresiva ejercida se deben realizar ensayos técnicos donde por lo general se utilizan metales de acero en una maquina universal de ensayo (90,91).

Esta propiedad siempre dará mayor que la resistencia a la tracción en todos los materiales, cuando la resistencia compresiva se agrieta al romperse por una fractura, se define de manera específica como una propiedad por si sola pero si no se fractura a la compresión se dice arbitrariamente la cantidad de esfuerzo requerido para su deformación (91).

## Capítulo III. Metodología

### 3.1 Operacionalización de las variables

Variables	Definición	Indicador	Dimensión
Resistencia a la fuerza de compresión	Es cuando se ejerce una carga sobre un cuerpo que tiende a comprimirlo o acortarlo, las fuerzas internas que resisten estas cargas se denominan tensiones por compresión.	Megapascales (MPa).	$\geq 360 - 400$ MPa (alta resistencia) $\leq 360 - 400$ MPa (baja resistencia)
Hornos de confección de cerámica.	Sistemas de inyección y prensado para confeccionar cerámica dental.	Ep5000/G2® (Ivoclar Vivadent®). ProPress SP® (Whip Mix®)	Ep5000/G2® (Inyección) ProPress SP® (Prensado)

### **3.2 Enfoque y alcance o tipo de la investigación.**

Se realizó un ensayo in vitro, descriptivo de coronas cerámicas disilicato de litio e. max press®, prensadas en dos hornos de cerámica del laboratorio de Prostdoncia de la Pontificia Universidad Católica Madre y Maestra.

### **3.3 Población y muestra**

Está Comprendida por un total de 40 muestras cerámicas de disilicato de litio, IPS e.max Press® LT B3, divididas en dos grupos:

Grupo 1: Conformado por 20 especímenes calibrados a 1.5 mm de grosor, 6 mm de largo y 10.5 mm de ancho, confeccionados en el horno EP5000/G2® de la casa Ivoclar Vivadent®, posteriormente cementadas con un agente cementante resinoso de la casa comercial *Relyx®* U200 a una base metálica, para luego ser ensayadas en la máquina de pruebas INSTRON 3369®.

Grupo 2: compuesto por 20 muestras calibradas a 1.5 mm de grosor, 6 mm de largo y 10.5 mm de ancho confeccionadas en el sistema Pro Press SP® de la marca Whip Mix®, posteriormente cementadas con un agente cementante resinoso de la casa comercial *Relyx®* U200 a una base metálica, para luego ser ensayadas en la máquina de pruebas INSTRON 3369®.

### **3.4 Instrumentos de recolección, análisis y medición de datos.**

#### **3.4.1 Preparación de las muestras**

Se fabricó una base metálica que se diseñó y escaneo por CAD CAM, esta base fue confeccionada por un torno, máquina para mecanizar piezas cilíndricas.

Se hizo un encerado por goteo calibrado con un espesor de 1.5 mm, y se realizó una matriz de silicona (*Zhermack Zeta labor Hard 85 Shore A®*). En la

base metálica se colocó cera fundida (Yeti®), luego con un gotero de cristal se vertió cera fundida donde se reprodujeron las muestras obteniendo 40 encerados (ver Anexo 3).

#### **3.4.2 Confección de muestras.**

Se obtuvieron 40 encerados. Esos encerados se revistieron con revestimiento de cerámica (Formula 1, Whip Mix®), el cual fue mezclado con un líquido especial (*Special liquid concéntrate flus*, Whip Mix®) y agua destilada.

Una vez se completó el ciclo de la cera perdida en el horno de desencerado se procedió a colocar dos lingotes e.max Press® (Ivoclar Vivadent®) después el vástago por cada anillo. Se hicieron dos grupos 1 y 2. El grupo 1 se llevó al horno EP 5000/G2® (Ivoclar Vivadent®) y el grupo 2 al horno ProPress SP® (Whip Mix®) hasta completar su ciclo estándar de cada sistema. Se repitió la operación hasta completar con el número de muestra del estudio. La capa de reacción formada durante el procedimiento de prensado se removió con la inmersión de las coronas de estudio en solución HF (IPS e.max Press® *Invex liquid*, Ivoclar Vivadent®) en un ultrasonido por 5 min. Después de sopletearlas con *Touch steam* (Kerr®) se procedió a la aplicación de una fina capa de *glaze* (IPS e.max *Glaze Paste/Glaze and Stain Liquid*, Ivoclar Vivadent®) (ver Anexo 3).

#### **3.4.3 Cementación de muestras.**

Una vez glaseadas se cementaron ambos grupos en la base metálica con *Relyx*® U 200 (3M®) y se fotopolimerizó (ver Anexo 3).

#### **3.4.4 Ensayo de la resistencia a la compresión de las muestras.**

Después se montó en una máquina universal de pruebas (INSTRON 3369®) y cargada a compresión hasta fracaso catastrófico con un indentador de bola de acero de 2.5 mm (1\8”) de diámetro y se aplicó la carga a una velocidad

de 1.0 mm/min. La carga fracturada se registró en MPa de cada espécimen (ver Anexo 3).

### **3.5 Plan de análisis de los datos.**

Para realizar el análisis de los datos de la presente investigación, se digitaron los datos en Excel y luego se exportaron al software estadístico SPSS 22®, así como las hojas de cálculo del paquete Office®.

En un primer momento se realizó un análisis exploratorio de los datos, con la finalidad de establecer como pertinente el uso o no de los análisis de tipo paramétrico, luego de lo cual y atendiendo a la naturaleza de las variables se procedió a escoger el tipo de análisis adecuado.

Dicho análisis, dado que la finalidad es establecer diferencias entre grupos poblacionales en función de una variable métrica, y dado que dichos grupos sólo son dos, se escoge como más adecuado la Prueba U de Wilcoxon-Mann-Whiney. Esta puede utilizarse para evaluar si dos grupos independientes fueron extraídos de la misma población, si de las variables de estudio se han obtenido datos en al menos en escala ordinal. Esta es una de las pruebas no paramétricas más poderosas y constituye una opción bastante buena a la prueba T, cuando el investigador desea evitar los supuestos de la prueba t o cuando las mediciones de la investigación se encuentran en una escala inferior a la de intervalo.

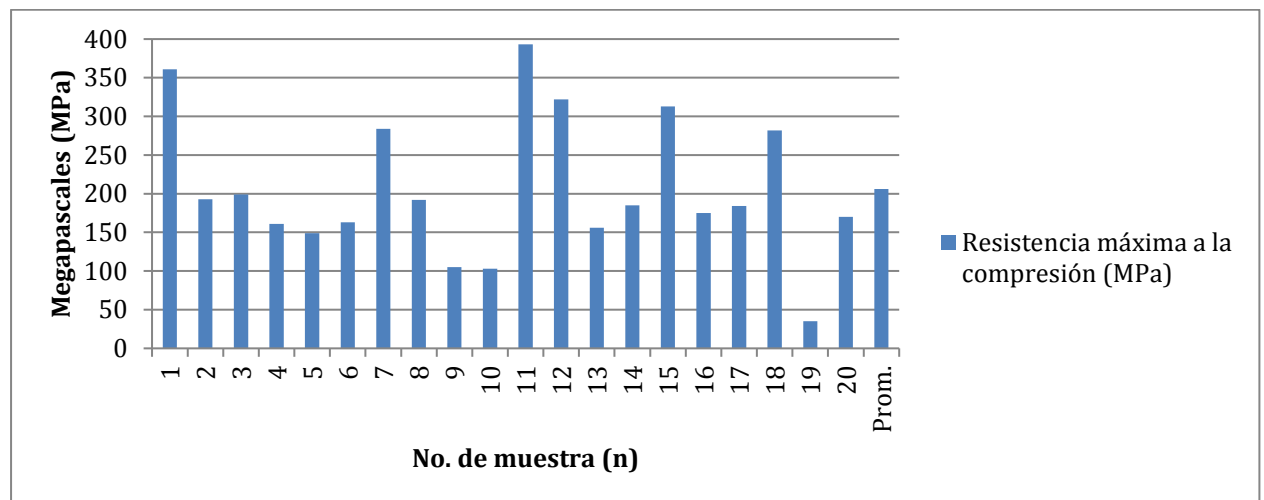
La prueba de normalidad aplicada revela que, si bien uno de los grupos muestra un comportamiento que puede catalogarse como normal, el otro no parece seguir esta distribución. Ya que estos datos violan este importante supuesto, lo más pertinente es aplicar pruebas no paramétricas.



## Capítulo IV. Análisis de los resultados

### 4.1 Resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema EP5000\G2®.

Para realizar el análisis de fuerza a la compresión del horno EP5000/G2® se realizó la siguiente gráfica donde se muestran los valores obtenidos en el grupo 1.



**Gráfico 1. Resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema EP5000\G2®.**

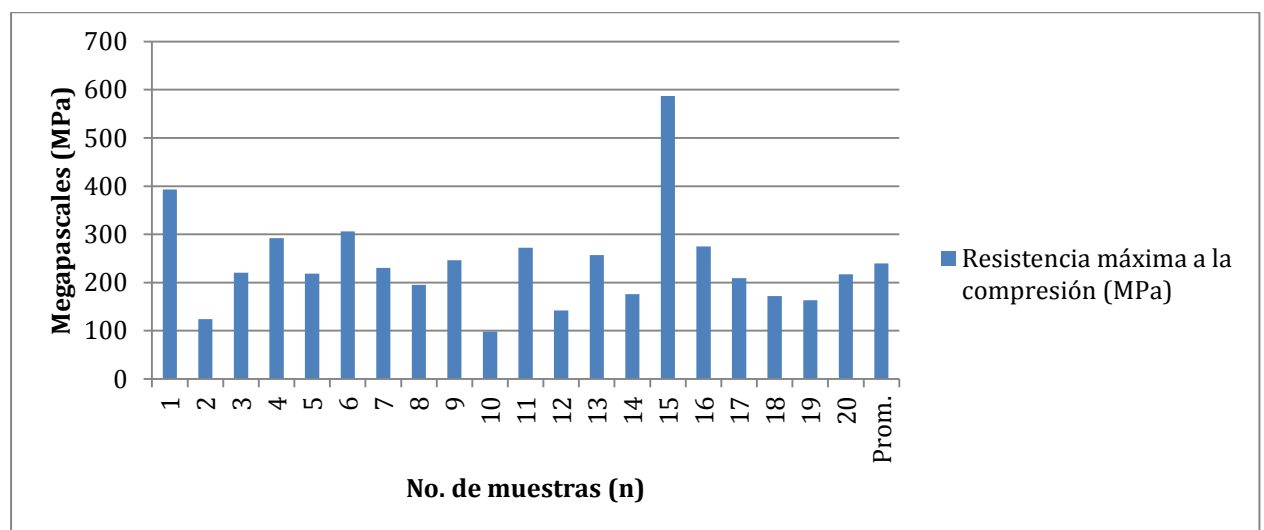
En el Gráfico 1 se observan los resultados obtenidos a la prueba de resistencia a la compresión del disilicato de litio IPS e.max press® en el sistema EP5000\G2®. Se puede destacar la variabilidad de los resultados donde las muestras 1 y 11 poseen valores mayores a 350 MPa siendo estas las que obtuvieron valores más altos, seguido de las muestras 12 y 15 donde se aprecia una resistencia mayor a 300 MPa, la muestra que presentó un valor más reducido fue la 19 con menos de 50 MPa.

En este primer grupo el rango promedio de resistencia a la compresión fue de 206.25 MPa.

Estas muestras del grupo 1 según los resultados obtenidos presentaron una resistencia adecuada ya que sus valores sobrepasan la resistencia mínima de 100 MPa.

#### 4.2 Resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema ProPress SP®.

Para realizar el análisis de fuerza a la compresión del horno ProPress SP® se realizó la siguiente gráfica donde se muestran los valores obtenidos en el grupo 2.



**Gráfico 2. Resistencia a la fuerza de compresión del disilicato de litio IPS e.max Press® en el sistema ProPress SP®.**

En el Gráfico 2 se observan los resultados obtenidos a la prueba de resistencia a la compresión del disilicato de litio IPS e.max press® en el sistema ProPress SP®. Se puede destacar la variabilidad de los resultados donde la muestra 15 presento el valor más alto de resistencia superando los 550 MPa, también la muestra 1 obtuvo una alta resistencia de aproximadamente 400 MPa, la mayoría presentaron un rango similar que oscila entre los 200 y 300 MPa, el valor más bajo lo obtuvo la muestra 10 con un valor de 100 MPa.

El grupo 2 presentó un rango promedio de 239.6 MPa.

El resultado promedio de resistencia a la compresión de este grupo coincidió con el grupo 1 siendo sus resultados similares, sobrepasando los 100 MPa en todas las muestras ensayadas.

#### 4.3 Diferencias de resultados obtenidos en las pruebas de resistencia a la compresión entre los dos sistemas de confección.

Para realizar el análisis de fuerza a la compresión de los hornos EP5000/G2® y ProPress SP® se realizó la siguiente tabla donde se muestran los valores obtenidos en cada grupo.

	Grupo	Estadístico	Error estándar		
Esfuerzo de Compresión a la Resistencia Máxima	1	Media	204.9500	20.55666	
		95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior		161.9244
			Límite superior		247.9756
		Media recortada al 5%	204.0556		
		Mediana	183.5000		
		Varianza	8451.524		
		Desviación estándar	91.93217		
		Mínimo	34.00		
		Máximo	392.00		
		Rango	358.00		
		Rango intercuartil	127.00		
		Asimetría	.472		.512
		Curtosis	-.193		.992
		2	Media		238.7500
	95% de intervalo de confianza para la media		Límite inferior	188.8920	
			Límite superior	288.6080	
	Media recortada al 5%		227.2778		
	Mediana		218.0000		
	Varianza		11348.829		
	Desviación estándar		106.53088		
Mínimo	98.00				
Máximo	586.00				
Rango	488.00				
Rango intercuartil	101.25				

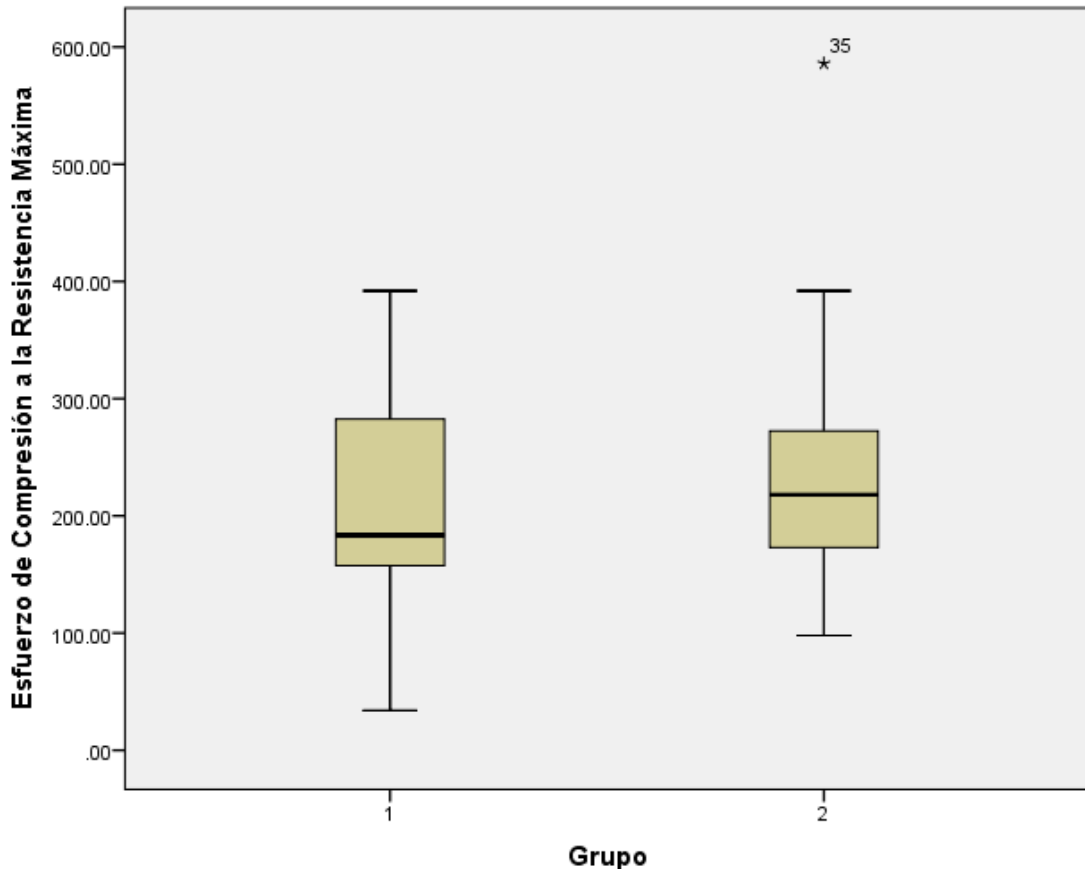
Asimetría	1.913	.512
Curtosis	5.358	.992

Fuente. Propias del Autor.

**Tabla 1. Comparación de esfuerzo de resistencia a la compresión máxima entre el grupo 1 y 2.**

En la tabla 1 se observa la fuerza a la compresión en el grupo 1 que se encuentra entre 162 y 248 Mpa, con un valor promedio de 206 Mpa; mientras que en el grupo 2 la fuerza compresiva estuvo entre 189 y 289 Mpa, con un valor promedio de 239 Mpa. Siendo así resulta adecuado afirmar que en ambos grupos dicha fuerza de compresión fue similar. ya que superaron 200 MPa.

**Gráfico 3. Esfuerzo de compresión a la resistencia máxima.**



En el Gráfico 3 de caja y bigotes, se puede observar que las líneas que sobresalen de la caja en ambos grupos abarcan el centro donde se encuentra la mediana, es decir tienen la misma altura, por tal razón no existe diferencia significativa entre un grupo y otro, lo que nos dice que entre ambos grupos su resistencia a la compresión fue similar siendo ambos hornos aptos para la confección del disilicato de litio IPS e.max press®.

## Capítulo V. Discusión y conclusión

En cuanto al esfuerzo de compresión en las cerámicas dentales de disilicato de litio IPS e.max Press® en este estudio mostraron de manera general, una resistencia adecuada ya que los valores encontrados estuvieron por encima de la resistencia mínima de 100 MPa que deben tener las restauraciones cerámicas, coincidiendo con los resultados del estudio de Martínez *et al.* (12) donde establece que todos los sistemas en la actualidad poseen una resistencia que superan dicho límite.

En cuanto a la comparación de los resultados obtenidos entre el grupo 1 confeccionado con el horno de Ivoclar Vivadent® EP5000/G2® y el grupo 2 de Whip Mix® ProPress SP®, no se encontró diferencia estadísticamente significativa ya que el promedio de ambos fue muy similar, sin embargo, se pudo observar que el segundo grupo dio resultados ligeramente más elevados que el primer grupo.

Uno de los elementos a considerar en los resultados de esta investigación es el agente cementante ya que según la literatura estos debe ser capaz de absorber las fuerzas compresivas y a la vez reducir cargas (15), el elegido para fijar las muestras a la base metálica fue el cemento dual autoadhesivo de la casa comercial *Relyx Ultimate*®, coincidiendo con la investigación de Bonilla *et al.* (16) donde también se utilizó esta marca para estudiar la cerámica, que a diferencia de esta investigación, fueron comparadas con otra cerámica vítrea (silicato de litio reforzado con dióxido de zirconia). Este factor puede modificar las medidas de resistencia de la cerámica.

A pesar de estos hallazgos cabe mencionar que esa diferencia se puede atribuir a las limitaciones observadas de cantidad de muestras (20 de cada grupo), lo que resultó ser un grupo reducido para observar una distribución paramétrica de las pruebas.

Otra limitante presentada en esta investigación fue la avería del funcionamiento del horno EP5000/G2® de Ivoclar Vivadent®, lo que retraso

el proceso de confección de las muestras, sin embargo, este infortunio no afectó el resultado final del estudio. Lo que sí tuvo repercusión en el proceso de elaboración de las muestras, fue la calibración que debe realizarse del sistema ProPress SP® antes de lograr un prensado exitoso de la cerámica IPS e.max Press® en el mismo, ya que se deben ir haciendo ajustes pertinentes hasta obtener el prensado de estas pastillas. En búsqueda de esto se desperdician muchas pastillas y material de confección, de igual manera, una vez logrado el tiempo, temperaturas necesarias y con las recomendaciones dadas por Whip Mix®, se obtiene un prensado sin ningún otro contratiempo.

Debido a la limitada evidencia científica disponible, se necesitan más investigaciones que estudien las diferencias de la calidad de las cerámicas confeccionadas entre un sistema de confección y otro, donde evalúen otras propiedades del material como la estabilidad del color, sellado marginal, resistencia a la abrasión y flexión.

De acuerdo a los resultados encontrados en este trabajo de investigación podemos concluir que los valores obtenidos utilizando el horno EP5000/G2® (Grupo 1) y los obtenidos utilizando el horno ProPress SP® (Grupo 2) no difieren estadísticamente, por lo cual es oportuno el uso de uno u otro, ya que no es un factor determinante en el nivel de compresión a la resistencia máxima, siempre y cuando se logre una calibración del programa adecuada con el horno Whip Mix®.

## Referencias Bibliográficas.

1. Figueroa R, Goulart F, Furtado R, Pessoa F, Graças M das. Rehabilitación de los Dientes Anteriores con el Sistema Cerámico Disilicato de Litio. *Int J Odontostomat.* 2014;8(3):469–74.
2. Ángeles M, Miguel J, Ramón I, Sonsoles M. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE.* 2003;8(5):525–46.
3. Tinschert J, Dent M, Natt G, Mautsch W, Augthun M. Fracture Resistance of lithium Disilicate Alumina and Zirconia Based three unit fixed partial Dentures : A Laboratory Study. *Int J Prosthodont.* 2001;14(3):231–8.
4. Seydler B, Rues S, Muller D, Schmitter M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clin Oral Investig.* 2013;18:1165–72.
5. Anusavice KJ. PHILLIPS. Ciencia de los materiales dentales. Undécima e. Elsevier, editor. Anusavice Elsevier. 2004. 34 p.
6. Mix W, Farmington C, Box APO. ProPress SP Furnace Operator ' s Manual.
7. Mix W, Farmington C, Box APO. Programat EP 5000 \G2.
8. Vivadent I. IPS e.max Guía Clínica. Disponible en: [www.ivoclarvivadent.co](http://www.ivoclarvivadent.co)
9. Chai J, Takahashi Y, Sulaiman F, Chong K, Lautenschlager EP. Probability of fracture of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2000;13(5):420–4.
10. Ku C-W, Park S-W, Yang H-S, Nakamura T, Yamada K, Maruyama T, et al. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and



- three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2002 Aug [cited 2016 Aug 20];88(2):170–5. Disponible en:  
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391302000744>
11. Aboushelib M, de Jager N, Kleverlaan C, Feilzer A. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*. 2007;23(8):952–9.
  12. Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE*. 2007;12(4):253–63.
  13. Koushyar Juan. Comportamiento clínico basado en evidencias y principios de la cerámicas libres de metal unitarias. 2011;12(36):694–6.
  14. Kois DE, Isvilanonda V, Chaiyabutr Y, Kois JC. Evaluation of fracture resistance and failure risks of posterior partial coverage restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2013;25(2):110–22.
  15. Alfaro BM, Ramirez SA, Cahuana EQ. Resistencia a la Compresión de Carillas Cerámicas de Disilicato de Litio Cementadas con Cemento Resinoso Dual y Cemento Resinoso Dual Autoadhesivo en Premolares Maxilares. *Int J Odontostomat*. 2015;9(1):85–9.
  16. Bonilla L, Guzman L, Nafi D, Mejia M. Comparación de la resistencia compresiva de coronas en dos materiales de cerámica vítrea: disilicato y silicato. *Rev Colomb Investig en Odontol*. 2015;6(16):8–15.
  17. Apel E, Van't Hoenm C, Rheinberger V, Wolfram H. Influence of ZrO<sub>2</sub> on the crystallization and properties of lithium disilicate glass-ceramics derived from a multi- component system. *J Eur Ceram Soc*. 2007;27:1571–1577.

18. Santos M, Flavia B, Tarkany R. Influence of translucence/opacity and shade in the flexural strength of lithium disilicate ceramics. *J Conserv Dent*. 2015;18(5):394–8.
19. Joda T, Burki A, Bethge S, Bragger U, Zysset P. Stiffness, Strength, and Failure Modes of Implant-Supported Monolithic Lithium Disilicate Crowns: Influence of Titanium and Zirconia Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implant [Internet]*. 2015;30(6):1272–9. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26574852>
20. Brochu J, Mowafy O. Longevity and Clinical Performance of IPS-Empress Ceramic Restorations — A Literature Review. *J Can Dent Assoc*. 2002;68(4):233–8.
21. Guess, Stappert, Strub. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press and Cerec ProCAD partial coverage crowns. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2006;116(5):496–500.
22. Hepburn DB. Porcelanas Dentales. *Ateneo Argentino Odontol*. 2012;L(2):25–41.
23. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent [Internet]*. 2010;13(4):195. Disponible en: <http://www.jcd.org.in/text.asp?2010/13/4/195/73379>
24. Isabel L, Leal E, Christina A, Figueiredo B. Estetica en restauraciones ceramicas. Parte 1 : Clasificación actual de las. *Rev Odontol Dominic*. 2002;8.
25. John M. Evolution of dental ceramic in the twentieth century. *J prosthet Dent*. 2001;85(1):61–6.
26. Carol D, Eakle S, Bird W. Materiales dentales aplicaciones clinicas.

- Moderno M, editor. 2012. 281 p.
27. five-year follow-up with procera all-ceramic crowns. *Quintessence Int.* 2005;36(2):105–13.
  28. Montagna F, Barbesi M. De la Cera a la Cerámica conocimientos básicos para una colaboración eficaz entre técnicos dentales y odontólogos. Amolca, editor. Venezuela: Actualidades Medico Odontologicas Latinoamerica; 2008.
  29. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56(SUPPL. 1):84–96.
  30. Dima R. Esthetics and biocompatibility of ceramic versus composite dental laminates. *Timisoara Med J.* 2011;61(1–2):102–6.
  31. De Aza A, Chevalier C, Fantozzi G. Slow-Crack-Growth Behavior of Zirconia-Toughened Alumina Ceramics Processed by Different Methods. *J Am Ceram Soc.* 2003;86(1):115–20.
  32. Materiales I De, Cali V. Características físicas y mecánicas de porcelanas dentales feldespáticas empleando hueso bovino como reemplazo del feldespato. *RevLatinAmMetalMat.* 2016;36(1):61–9.
  33. O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection.* Fourth Edi. Chicago: Quintessence; 2008.
  34. Gracis S. A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *Int J Prosthodont.* 2015;28(3):227–35.
  35. Sakaguchi R. *Craig's Restorative Dental Materials.* 13<sup>a</sup> editio. Philadelphia; 2012. 416 p.
  36. Chevalier J, Grandjea S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia

- composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*. 2009;30(29):5279–5282.
37. Bovera M. All-ceramic material selection : how to choose in everyday practice. *Int J Esthet Dent*. 2016;11(number 2):265–9.
  38. Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: A review. *Materials (Basel)*. 2010;3(1):351–68.
  39. McLaren EA, Figueira J. Updating Classifications of Ceramic Dental Materials: A Guide to Material Selection. *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(6):400–5.
  40. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* [Internet]. 2004 Jun 1 [cited 2016 Nov 12];20(5):441–8. Disponible en: <http://www.demajournal.com/article/S0109564103001489/fulltext>
  41. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB. Precision of Fit of Two Margin Designs for Metal-Ceramic Crowns. *J Prosthodont* [Internet]. 2007 Jul [cited 2016 Nov 12];16(4):233–7. Disponible en: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1532-849X.2007.00186.x>
  42. Conrad H, Seong W, Pensun I. Current Ceramic Materials and Systems With Clinical Recommendations: a Systematic Review. *J Prosthet Dent*. 2007;98(5):389–404.
  43. Belli R, Guimaraes JC, Lohbauer U, Baratieri LN. On the Brittleness of Dental Ceramics: Why Do They Fail? *Quintessence Dent Technol*. 2010;152–63.
  44. Ivoclar Vivadent. Informe Científico. IPS e.max® | Inf científico | vol 01 /

- 2001 – 2011. 2011;1.
45. Ivoclar Vivadent. IPS e.max Ceram. Instrucciones de uso. 2015;  
Disponible en: [www.ivoclarvivadent.com](http://www.ivoclarvivadent.com)
  46. Ivoclar Vivadent. IPS e.max Press, restauraciones de ceramica sin metal de disilicato de litio inyectadas por su laboratorio.
  47. Ivoclar Vivadent. Instrucciones de uso, e.max press. 2009;1–14.
  48. Suzuki A. Opacity control using Pressed ceramic: part 1. material selection d. Quitessence Dent Technol. 2014;
  49. Ivoclar vivaden. IPS e.max - Un sistema para cada indicación. Información para el técnico dental.
  50. Ivoclar Vivaden. IPS e . max – Un sistema para cada indicación. Información para el odontólogo.
  51. Domínguez M, Orlando A, Dib Kanán A, Fuente S de la, Luminosa E. La indispensable presencia de los agentes cementantes en la odontología. Rev Oral. 2003;4(13):187–92.
  52. Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. Prótesis Fija Contemporánea [Internet]. 2009. 3-42 p. Disponible en:  
<http://www.elsevier.es/ca/libros/protesis-fija-contemporanea-9788480863049>
  53. Macchi R. Materiales dentales. 3ra edició. Panamericana. E medica, editor. 2000. 365 p.
  54. Pegoraro L. Prótesis Fija. Primera ed. Latinoamerica AM, editor. 2001.
  55. Camejo M. Capacidad de sellado marginal de los cementos provisionales IRM®, Cavit ® y vidrio ionomérico , en dientes tratados endodóncicamente . ( Revisión de la Literatura ). Acta Odontológica

- Venez. 2009;47(1):1–20.
56. Eratilla V, Yildiz A, Guven S, Eratilla E, Karaman T, Aguloglu S, et al. Measuring the resistance of different substructure materials by sticking them to dentine with two different resin cements in vitro. *Niger J Clin Pract* [Internet]. 2016 [cited 2016 Nov 7];19(6):730. Disponible en: <http://www.njcponline.com/text.asp?2016/19/6/730/164339>
57. Nakamura K, Mouhat M, Nergård JM, Lægreid SJ, Kanno T, Milleding P, et al. Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns. *Acta Biomater Odontol Scand* [Internet]. 2016;2(1):12–9. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27335900>  
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4894086>
58. Powers JM, Farah JW, Craig RG. Modulus of elasticity and strength properties of dental cements. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 1976 Mar 1 [cited 2016 Nov 8];92(3):588–91. Disponible en: <http://jada.ada.org/article/S0002817776230357/abstract>
59. Olio G, Espevik S. Stress\ strain behavior of some dental luting cements. *Acta Odontol Scand* [Internet]. 1978;36(1):45–9. Disponible en: [http://www.unboundmedicine.com/medline/citation/273365/Stress/strain\\_behavior\\_of\\_some\\_dental\\_luting\\_cements\\_](http://www.unboundmedicine.com/medline/citation/273365/Stress/strain_behavior_of_some_dental_luting_cements_)
60. Marghalani HY. Sorption and solubility characteristics of self-adhesive resin cements. *Dent Mater* [Internet]. 2012 Oct [cited 2016 Nov 7];28(10):e187–98. Disponible en: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564112001431>

61. Giti R, Vojdani M, Abduo J, Bagheri R. The Comparison of Sorption and Solubility Behavior of Four Different Resin Luting Cements in Different Storage Media. *J Dent (Shīrāz, Iran)* [Internet]. 2016;17(2):91–7. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27284553> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4885678>
62. Gerdolle DA, Mortier E, Jacquot B, Panighi MM. Water sorption and water solubility of current luting cements: an in vitro study. *Quintessence Int* [Internet]. 2008 Mar [cited 2016 Nov 7];39(3):e107-14. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18618025>
63. Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent*. 2009;101(3):189–92.
64. Jefferies SR, Pameijer CH, Appleby DC, Boston D, Lööf J. A bioactive dental luting cement--its retentive properties and 3-year clinical findings. *Compend Contin Educ Dent* [Internet]. 2013;34 Spec No(1):2–9. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23577551>
65. de la Macorra JC, Pradíes G. Conventional and adhesive luting cements. *Clin Oral Investig*. 2002;6(4):198–204.
66. Cristian A-C, Jeanette L, Francisco M-R, Guillermo P. Correlation between Microleakage and Absolute Marginal Discrepancy in Zirconia Crowns Cemented with Four Resin Luting Cements: An In Vitro Study. *Int J Dent* [Internet]. 2016;2016:1–5. Disponible en: <https://www.hindawi.com/journals/ijd/2016/8084505/>
67. Sümer E, Değer Y. Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review. *Int Dent Res*. 2011;1(1):26–31.

68. Mayanagi G, Igarashi K, Washio J, Nakajo K, Domon-Tawaraya H, Takahashi N. Evaluation of pH at the Bacteria-Dental Cement Interface. *J Dent Res*. 2011;90(12):1446–50.
69. Sreeramulu B, Suman P, Ajay P. A comparison between different luting cements on the retention of complete cast crowns-an in vitro study. *Int J Healthc Biomed Res*. 2015;3(4):29–35.
70. Sidhu S, Nicholson J. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater* [Internet]. 2016;7(3):16. Disponible en: <http://www.mdpi.com/2079-4983/7/3/16>
71. Kulkarni G. Comparative Analysis of Tensile Bond Strength of the Adhesive Luting Agents for a Non- precious Alloy ( Ceramo - Metal ) to Dentin : An In Vitro Study. *J Int Oral Heal*. 2016;8(November 2015):484–9.
72. Baig N. Prosthodontics Retentive Properties of Luting Cements : A Review. *Clin Dent*. 2015;9(5):14–21.
73. Mauro S, Russo B. Fuerza de adhesión del ionómero de vidrio modificado por resina a la dentina : el efecto del tratamiento de superficie dentinal. *Rev minima Interv en Oodontologia*. 2009;2(1):215–24.
74. Davidson CL. Avances en cementos de ionómero de vidrio. *Rev minima Interv en Odontol*. 2009;2(1):171–83.
75. Guzmán A. Evaluación Clínica de un Ionómero de Vidrio Modificado en Odontopediatría. *Acta Odontológica Venez* [Internet]. 2000 [cited 2016 Nov 4];39(3):54–68. Disponible en: [http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0001-](http://www.scielo.org.ve/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-)



63652001000300008&Ing=es&nrm=iso&tIng=es

76. Juárez López LA, Rivera Coello C, Ayala Zúñiga G. Evaluación clínica de la restauración con el compómero Compoglass en molares primarios. Rev ADM. 2004;61(1):30–4.
77. Lourdes ZL, PérezÁlvaro V. Materiales Dentales De Restauracion. Rev Actual Clínica. 2013;30:1498–504.
78. Pegoraro T, Da silva N, Carvalho R. Cements for use in esthetic dentistry.- [Internet]. 2007. p. 453–71. Disponible en:  
<https://www.clinicalkey.es/#!/content/medline/2-s2.0-17532922>
79. Díaz-Romeral P, Orejas J, López J VT. Cementado adhesivo de restauraciones totalmente cerámicas. Científica Dent Rev científica Form Contin [Internet]. 2009;6(2):137–51. Disponible en:  
<http://europa.sim.ucm.es/compludoc/AA?articuloid=709645>
80. 3M ESPE. Productos dentales. 2012; Disponible en: [www.3msalud.cl](http://www.3msalud.cl)
81. Lee J-R, Lee J-B, Han J-S, Kim S-H, Yeo I-S, Ha S-R, et al. Rheological properties of dental resin cements during polymerization. J Korean Acad Prosthodont [Internet]. 2014;52(2):82. Disponible en:  
<http://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4047/jkap.2014.52.2.82>
82. 3M ESPE. The strong bond you can rely on RelyX U200 – Strength we put trust in. Disponible en: [www.3mespe.com](http://www.3mespe.com)
83. Resina C De, Autoadhesivo U. RelyX U200.
84. 3M ESPE. RelyX U2000 Adhesive Resin Technical Data Sheet. 2011; Disponible en: [www.3mespe.com](http://www.3mespe.com)
85. Corporation WM. Horno de Prensado SP. Whip Mix. Disponible en: [www.whipmix.com](http://www.whipmix.com)

86. Software N. Cuadro comparativo de versiones. :1–4.
87. Corporation WM. Hornos de la serie PRO 200 Manual de operación.
88. Vivadent I. Horno Ep 5000 G2. Disponible en: [www.ivoclarvivadent.com](http://www.ivoclarvivadent.com)
89. Ivoclar vivadent. EP 5000 Instrucciones de uso.
90. Serway R, Jewett J. Física para ciencia e ingeniería [Internet]. Séptima ed. 2008. 254 p. Disponible en:  
<http://www.cengage.com>
91. Apaza Butrón Concepción Greyci BCG. Propiedades Físicas de los Biomateriales en Odontología. Rev Act Clin Med [Internet]. 2016;30:1478–82. Disponible en:  
[http://www.revistasbolivianas.org.bo/scielo.php?pid=S2304-37682013000300001&script=sci\\_arttext](http://www.revistasbolivianas.org.bo/scielo.php?pid=S2304-37682013000300001&script=sci_arttext)

## Anexos

### Anexo 1. Ficha de recolección de datos

Institución donde fue realizada la prueba: Instituto Tecnológico De Santo Domingo (INTEC).

Material de la corona: Disilicato de litio IPS e.max press®.

I: Horno EP5000/G2®

II: Horno ProPress SP ®

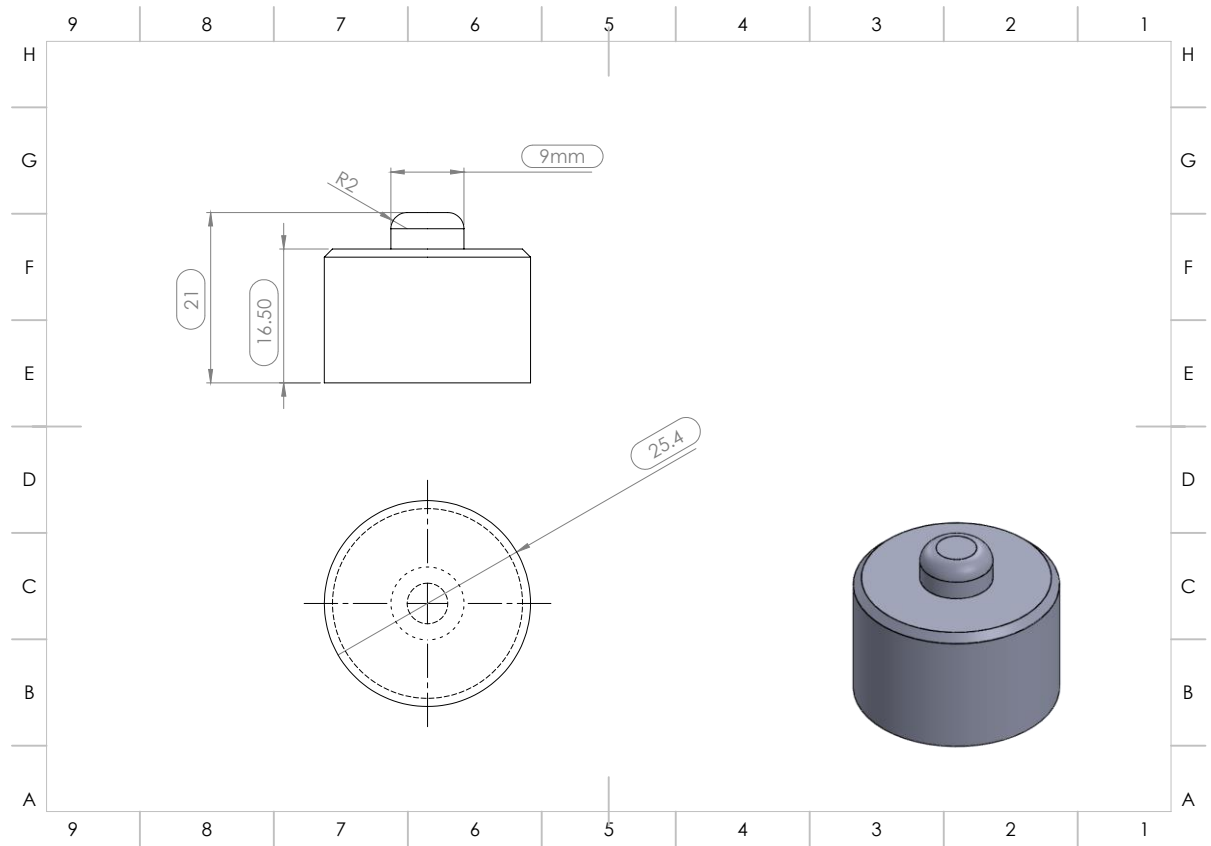
No. de muestra	Horno de confección EP5000/G2®	Resistencia máxima a la compresión (MPa)
1	I	361
2	I	193
3	I	199
4	I	161
5	I	149
6	I	163
7	I	284
8	I	192
9	I	105
10	I	103
11	I	393
12	I	322
13	I	156

14	I	185
15	I	313
16	I	175
17	I	184
18	I	282
19	I	35
20	I	170

No. de muestra	Horno de confección ProPress SP®	Resistencia máxima a la compresión (MPa)
21	II	393
22	II	124
23	II	220
24	II	292
25	II	218
26	II	306
27	II	230
28	II	195
29	II	246
30	II	98
31	II	272
32	II	142

33	II	257
34	II	176
35	II	587
36	II	275
37	II	209
38	II	172
39	II	163
40	II	217

## Anexo 2. Planos de base metálica



### Anexo 3. Imágenes de procedimientos



Imagen 1. Base metálica donde fueron cementadas las coronas para luego ser ensayadas, fue confeccionada por un Torno para mecanizar piezas cilíndricas.



Imagen 2. Matriz de silicona donde fueron reproducidos los encerados.

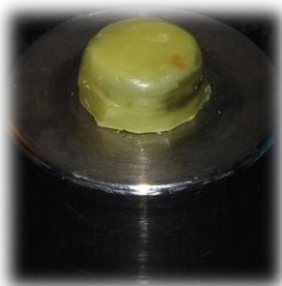


Imagen 3. Cera fundida (yeti®) sobre la base metálica, donde se realizó el encerado.



Imagen 4. Encerado maestro.

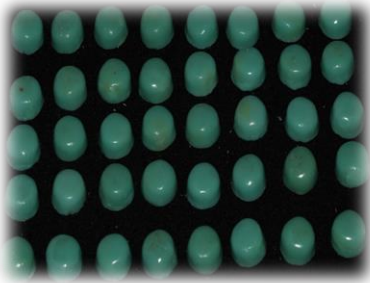


Imagen 5. Reproducción del encerado de las 40 muestras.

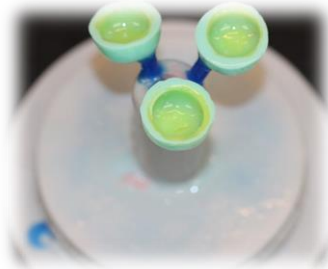
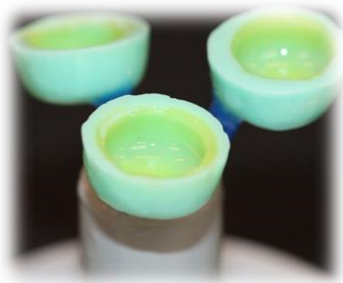


Imagen 6 y 7. Colocación de encerado en el anillo para ser revestidos con revestimiento de cerámica.





Imagen 8 y 9. El revestimiento fue mezclado con un líquido especial y agua destilada.



Imagen 10. Se llevó al horno de desencerado hasta completar el ciclo de cera perdida, en el horno de desencerado.



Imagen 11. Colocación de lingotes e.max Press®, seguido del vástago sobre el cilindro de revestimiento, para entrar al horno.

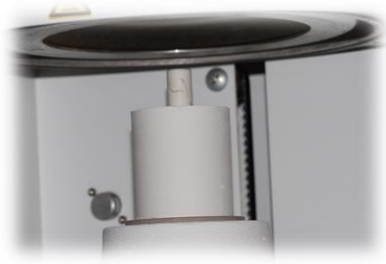


Imagen 12. Se llevó al horno hasta completar su ciclo estándar de cocción.



Imagen 13. Remoción de la capa de reacción formada durante el prensado con solución HF (IPS e.max Press® *Invex liquid*, Ivoclar Vivadent®) en un ultrasonido por 5 min.

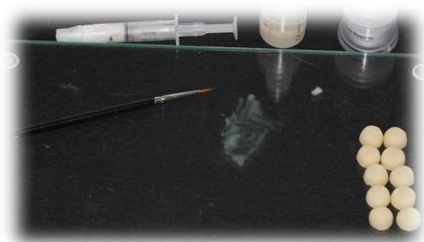


Imagen14. Se aplicó una capa de glaseado sobre las coronas.

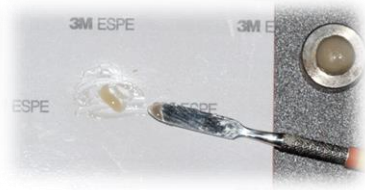


Imagen 15. Cementación de las coronas en la base metálica donde se ensayaron.

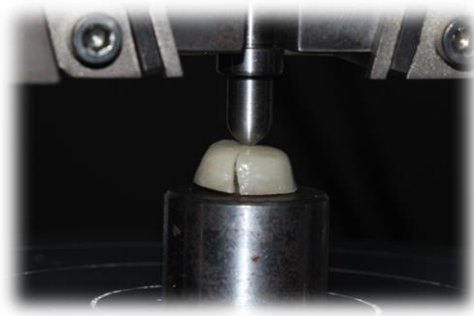
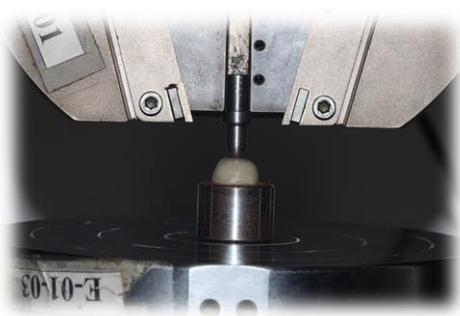


Imagen 16 y 17. Se realizó el ensayo de resistencia a la compresión en una maquina universal de pruebas (*Instron®* 3369).



Imagen 18 y 19. Las Primeras coronas prensadas en el horno ProPress SP®, en los dos primeros prensados no se completaron, dicho horno debe estar bien calibrado para que el prensado sea exitoso.