

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
ÁREA DE EDUCACIÓN CONTINUADA Y AVANZADA
POSTGRADO DE PROSTODONCA



INFLUENCIA DEL ESPESOR EN LA RESISTENCIA COMPRESIVA Y TIPO DE FALLA
DE LAMINAS OCLUSALES DE DISILCATO DE LITIO EN PREMOLARES

ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO

AUTORES

LAURA JIMENA GUTIERREZ GÓMEZ

ADRIANA MARCELA REVELO OTOYA

INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO
AREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTA, 2015

INFLUENCIA DEL ESPESOR EN LA RESISTENCIA COMPRESIVA Y TIPO DE FALLA
EN LAMINAS OCLUSALES DE DISILCATO DE LITIO EN PREMOLARES

ESTUDIO IN VITRO

AUTORES

LAURA JIMENA GUTIÉRREZ GÓMEZ.

ADRIANA MARCELA REVELO OTOYA.

ASESOR CIENTÍFICO:

Dr. ANÍBAL GARCÍA

Especialista en Rehabilitación Oral

ASESOR METODOLÓGICO:

Dra. PIEDAD MALAVER CALDERÓN.

Od. Ms. Biología Énfasis Genética Humana

ASESOR ESTADÍSTICO

Dra. CLARA LÓPEZ DE MESA

Bioestadística

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA
COLEGIO ODONTOLÓGICO COLOMBIANO
ÀREA DE EDUCACION AVANZADA Y CONTINUADA
POSTGRADO DE PROSTODONCIA
BOGOTA, MAYO DE 2015

El trabajo de grado “INFLUENCIA DEL ESPESOR EN LA RESISTENCIA COMPRESIVA Y TIPO DE FALLA EN LAMINAS OCLUSALES DE DISILCATO DE LITIO EN PREMOLARES – ESTUDIO EXPERIMENTAL INVITRO” elaborado por Laura Jimena Gutiérrez Gómez y Adriana Marcela Revelo Otoya como requisito para optar por el título de especialista en Prostodoncia .

Dr. Aníbal García

Asesor científico

Dra. Clara López de Mesa

Asesor estadístico

Dra. Piedad Malaver Calderón

Asesora metodológica

Dra. Carmenza Macías Gutierrez

Directora Centro de Investigaciones

Bogotá, Mayo de 2015

TRANSFERENCIA DE DERECHOS DE PUBLICACIÓN

Título del artículo: “INFLUENCIA DEL ESPESOR EN LA RESISTENCIA COMPRESIVA Y TIPO DE FALLA EN LAMINAS OCLUSALES DE DISILCATO DE LITIO EN PREMOLARES- ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO”

Autores: Los Dres. Laura Gutiérrez ,Adriana Revelo y Aníbal García certifican que el artículo arriba mencionado es trabajo original y no ha sido previamente publicado, excepto en forma de resumen. Una vez aceptado para publicación en la revista que la Institución Universitaria Colegios de Colombia estipule, los derechos de autor serán transferidos a la universidad. Así mismo, declaran que no ha sido enviado en forma simultánea para su posible publicación en otra revista. Los autores acceden, dado el caso, a que este artículo sea incluido en los medios electrónicos que los editores de la Institución Universitaria Colegios de Colombia, consideren convenientes.

ANÍBAL GARCÍA

C.C 79732989

LAURA GUTIÉRREZ GÓMEZ

C.C 52.700.696

ADRIANA REVELO

C.C 38644289

INSTITUCIÓN UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA

CESIÓN DE DERECHOS

Yo.: Laura Gutiérrez, Adriana Revelo y Aníbal García . Manifestamos en este documento nuestra voluntad de ceder a la Institución Universitaria Colegios de Colombia los derechos patrimoniales, consagrados en el artículo 72 de la ley 23 de 1982, de la tesis de grado: “INFLUENCIA DEL ESPESOR EN LA RESISTENCIA COMPRESIVA Y TIPO DE FALLA EN LAMINAS OCLUSALES DE DISILCATO DE LITIO EN PREMOLARES- ESTUDIO EXPERIMENTAL IN VITRO” Producto de nuestra actividad académica para optar por el título de Especialista en Prostodoncia de la Institución Universitaria Colegios de Colombia. La institución tiene los derechos anteriores cedidos en su actividad ordinaria de investigación, docencia y publicación. Con todo, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada con arreglo al artículo 30 de la ley 23 de 1982. En concordancia, suscribimos este documento en el momento mismo de la ley 23 de entrega del trabajo final a la biblioteca de la Institución Universitaria Colegios de Colombia.

ANÍBAL GARCÍA

C.C 79732989

LAURA GUTIÉRREZ GÓMEZ

C.C 52.700.696

ADRIANA REVELO OTOYA

C.C. 38644289

Bogotá, Mayo de 2015

Señores:

Biblioteca

Institución Universitaria Colegios de Colombia

La Ciudad

Autorizamos a la unidad de investigación de la Institución Universitaria Colegios de Colombia a consultar y reproducir con fines de investigación, parcial o totalmente el contenido del trabajo de grado titulado: "INFLUENCIA DEL ESPESOR EN LA RESISTENCIA COMPRESIVA Y TIPO DE FALLA EN LAMINAS OCLUSALES DE DISILCATO DE LITIO EN PREMOLARES- ESTUDIO EXPERIMENTAL INVITRO " presentado a la unidad de investigación como requisito del programa para optar a el título de Prostodoncista; siempre que mediante la correspondiente cita bibliográfica se le dé crédito al trabajo de investigación y a sus autores.

ANÍBAL GARCÍA

C.C 79732989

LAURA GUTIÉRREZ GÓMEZ

C.C 52.700.606

ADRIANA REVELO OTOYA

C.C38644289

FICHA TÉCNICA DE INVESTIGACIÓN DE TRABAJO DE GRADO

TÍTULO DEL TRABAJO: “INFLUENCIA DEL ESPESOR EN LA RESISTENCIA COMPRESIVA Y TIPO DE FALLA EN LAMINAS OCLUSALES DE DISILCATO DE LITIO EN PREMOLARES- ESTUDIO EXPERIMENTAL INVITRO”

AUTORES: Laura Jimena Gutiérrez Gómez, Adriana Revelo Otoya .

ASESOR CIENTÍFICO: Dr. Aníbal García

ASESOR METODOLÓGICO: Dra. Piedad Malaver Calderón.

ASESOR ESTADÍSTICO: Dra. Clara López de Mesa

MATERIAL ANEXO: 2 CD's, 2 Artículos científicos.

FACULTAD: Odontología.

TITULO OBTENIDO: Especialista en Prostodoncia

CATEGORÍA: Postgrado.

PALABRAS CLAVE: Laminas oclusales, Disilicato de Litio, Espesor, Falla, resistencia compresiva.

CONTENIDO	PÁGINA
1. ASPECTOS TEÒRICO-CIENTÌFICOS.	1.
1.1 Planteamiento del problema.	1.
1.2 Pregunta de investigación.	2.
1.3 Justificación.	2.
1.4 Propósito.	3.
1.5 Marco teórico.	4.
1.5.1. Introducción.	4.
1.5.2 Disilicato de litio.	7.
1.5.3 Odontología mínimamente invasiva.	8.
1.5.4. Estructura dental y propiedades.	9.
1.5.5. Propiedades físicas y mecánicas del esmalte.	10.
1.5.6. . Antecedentes.	14.
1.5.7. . Elaboración de láminas.	15.
1.5.8. Factores que determinan el éxito .	16.
1.5.9. Cementación de láminas oclusales en dislicato.	19.
1.5.10. Propiedades físicas y comportamiento del material.	20.
1.6 Objetivos.	22
1.6.1 Objetivo general.	22
1.6.2 Objetivos específicos.	22.
2. ASPECTOS METODOLÓGICOS.	23.
2.1 Tipo de estudio.	23.
2.2 Diseño del estudio.	23.
2.3 Población de estudio.	23.
2.4 Muestra.	23.

2.5 Criterios de inclusión.	23.
2.6 Criterios de exclusión.	23.
2.7 Variables.	24.
2.8 Sesgos.	24.
2.9 Instrumento de recolección de datos.	25.
2.10 Procedimiento.	26.
2.10.1. Selección de las muestras y distribución.	26.
2.10.2. Elaboración de la restauración.	28.
2.10.3. Cementación.	31.
2.10.4. Prueba de resistencia compresiva.	33.
2.11 Consideraciones Éticas.	33.
2.12 Método Estadístico.	33.
3. RESULTADOS.	38.
3.1 Grupo 1. Láminas de disilicato de 0.3 mm-	38
3.1.1. Ensayos dentales 1.	39.
3.2. Grupo 2. LAMINAS OCLUSALES DE 0.5 mm.	47.
3.2.2 Ensayos dentales 2.	47.
3.3. GRUPO IV. LAMINAS EN DISILICATO DE 1.5 mm.	66.
3.3.3 Ensayos dentales 2.	66.
3.4. Datos obtenidos de la prueba para cada una de las láminas de disilicato de litio	75.
3.4.1 Tabla 2.	75.
3.4.2 Tabla 3.	77.
3.4.3 Tabla 4.	80.
4. DISCUSIÓN.	81.
5. RECOMENDACIONES.	85.
6. CONCLUSIONES.	86.
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	

1. ASPECTOS TEÓRICO-CIENTÍFICOS

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El espesor de la cerámica y el tipo de falla, son factores que determinan la longevidad de una restauración mínimamente invasiva como las láminas oclusales de Disilicato de Litio, sin embargo hay información limitada sobre este tema. El disilicato de litio , es un material cerámico ,que ha demostrado una serie de características mecánicas y estéticas , que lo destacan como uno de los materiales con mayor proyección y mejores resultados a largo plazo en odontología, que permite generar alternativas de tratamiento más conservadoras que las convencionales, orientadas a la odontología mínimamente invasiva, donde se reemplaza la estructura dental perdida por múltiples factores sin necesidad de preparación o con una preparación conservadora donde se logra alta estética y adecuado comportamiento biomecánico. ⁽¹⁾ Existen múltiples restauraciones, entre las que se encuentran las prótesis de recubrimiento parcial tipo laminas oclusales, que no necesitan o requieren una menor preparación biomecánica de la estructura dental , debido a que con un espesor mínimo se pueden obtener resultados estéticos y mecánicos satisfactorios, sin embargo aún se encuentra en investigación cual es el espesor que brinda los mejores resultados en la aplicación clínica del disilicato de Litio, en donde el desempeño

clínico, específicamente resistencia a la compresión es mayor para su aplicación en el reemplazo de estructura dental perdida en casos de desgaste severo y en el aumento o restablecimiento de dimensión vertical, debido a que la fractura de las restauraciones cerámicas relacionada con el espesor, es una de las causas de fracaso de este tipo de prótesis. (1,3)

1.2 PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

¿El espesor influye en la resistencia compresiva y el tipo de falla de las láminas oclusales en Disilicato de Litio?

HIPÓTESIS NULA: El espesor de las restauraciones no influye en la resistencia y en el tipo de falla estructural de las láminas oclusales en Disilicato de litio.

HIPÓTESIS ALTERNA: El espesor de las restauraciones, influye en la resistencia y en el tipo de falla estructural de las láminas oclusales en Disilicato de litio

1.3 JUSTIFICACIÓN

El uso de láminas oclusales cerámicas ha aumentado en la última década, con el desarrollo de la cementación adhesiva donde la odontología mínimamente invasiva tiene gran importancia al rehabilitar pacientes, ya que busca preservar la mayor cantidad de estructura dental remanente para prolongar la longevidad y

vitalidad del diente usando restauraciones que no requieran mayor deterioro,^(3,6) actualmente se usa el termino carillas o laminas orientadas al defecto es decir a reemplaza la únicamente la estructura dental perdida sin necesidad de preparación, el espesor recomendado para las cerámicas esta entre 1.5 a 2 mm, sin embargo la literatura documenta que hay una correlación entre la cantidad de estructura removida y la disminución de la resistencia tanto de la restauración como del diente, entre más extensa sea la perdida de estructura dental, disminuye las propiedades de la restauración, su longevidad y la integridad de la estructura dental ^(7,10)

El disilicato de Litio, es un material cerámico que ha demostrado en estudios in-vitro y en la aplicación clínica, una serie características mecánicas y estéticas, que lo destacan como uno de los materiales con gran proyección y mejores resultados a largo plazo en odontología que permite generar alternativas de tratamiento más conservadores que las convencionales⁽¹¹⁾. Entre las cuales se encuentra las restauraciones de recubrimiento parcial como laminas oclusales, que reemplazan o compensan la estructura dental, sin necesidad de preparación o una preparación biomecánica mínima que si se limita al esmalte dental mejora considerablemente la fuerza de adhesión y resistencia, donde se obtiene mejores resultados estéticos y mecánicos^(12,14).

1.4 PROPÓSITO:

El propósito de este estudio es evaluar y comparar la influencia del espesor y el tipo de falla de láminas oclusales de disilicato de litio cementadas en premolares en su

resistencia compresiva y a partir de esto establecer parámetros para su aplicación clínica en tratamientos conservadores, que brinden al clínico y al paciente una opción en rehabilitación que cumpla con criterios biomecánicos y estéticos adecuados.

1.5 MARCO TEÓRICO:

1.5.1. INTRODUCCIÓN

La estructura natural del diente está compuesto por esmalte, un tejido duro, rígido y translucido constituido por una matriz densa de cristales de fosfato de Calcio que está unido de manera íntima a la dentina, una estructura más suave y flexible, compuesta de polímeros orgánicos y cristalinos^(10,15); en el estado natural, donde el diente no ha sido restaurado, este soporta cargas cíclicas sin que se presente falla catastrófica, durante la función, el diente se somete a gran variedad de estímulos externos que contribuyen a su degradación parcial o completa. Estímulos mecánicos, químicos o bacterianos son principalmente los que causan esta degeneración que puede requerir la reparación o reemplazo del tejido afectado, una vez el tejido afectado es removido y restaurado el diente puede volver a una función normal, actualmente existen gran variedad de materiales y técnicas para llevar a cabo la restauración, esto cobra importancia cuando se conoce que el 60% de los tratamientos en odontología involucran la restauración de los dientes.^(16,20) Es claro que todas las restauraciones tienen un uso finito, las investigaciones están encaminadas a aumentar los tiempos de vida clínica útil, el evitar la falla en la restauración promueve investigaciones que puedan explicar los mecanismos de falla con el objetivo de disminuir el fracaso,

enfocándose hacia el diseño, comportamiento, materiales, cementación y predictibilidad de la restauración.

Una técnica restaurativa ideal, debe minimizar la necesidad de remoción de estructura dental sana, reemplazar la estructura dental con materiales que tengan el comportamiento similar al diente y proteja la estructura dental remanente de futuras agresiones o fractura ⁽²¹⁾. Desde hace una década han sido introducidos materiales restaurativos que cambian los paradigmas tradicionales en cuanto a preparación dental y aplicación clínica, como lo son las restauraciones cerámicas con retención adhesiva, que es la técnica restaurativa biomimética que aún se encuentra en investigación ⁽²²⁻²⁵⁾.

La cerámicas vítreas son actualmente el material ópticamente más compatible con el diente natural, el más estable y biocompatible en odontología restauradora, en sus inicios eran colocados en una base o núcleo metálico para darle mayor soporte, sin embargo sus cualidades ópticas se veían afectadas por cambio de color (estructura metálica), actualmente con el uso de cementación adhesiva, donde se ha comprobado que el cemento de resina con un protocolo adecuado, refuerza la restauración cerámica, hace que este tipo de restauración tenga mayor longevidad⁽²⁶⁾, porque refuerzan también la estructura dental remanente aumentando la resistencia a la fractura.

Existen situaciones clínicas en donde la cantidad de tejido dental remanente, hace que el diseño y material de la restauración sea un reto en estético y funcional, ya sea por caries, fracturas por efectos colaterales de la oclusión como atrición o por efectos sistémicos como el reflujo gastroesofágico (Erosión dental)^(1.28). Los materiales

restauradores requieren ciertas dimensiones para ser resistentes, lo que conlleva en algunos casos a remover mayor cantidad de estructura dental, esto hace que los dientes sean más propensos a fracturas o necesidad de tratamiento endodóntico, es decir a medida que aumenta la preparación, disminuye la resistencia de la estructura dental remanente; el uso de restauraciones parciales como incrustaciones o laminas oclusales⁽⁶⁾, ha incrementado debido a que el diseño es más conservador, siendo estético preserva la integridad de la estructura dental remanente⁽³⁰⁾.

Se han utilizado varios materiales para la elaboración de este tipo de restauraciones como metal, cerámicas y resinas compuestas; el uso de restauraciones metálicas ha disminuido en la última década debido a la alta demanda de estética, las cerámicas como el disilicato de litio y las resinas compuestas son los materiales a elección, sin embargo existe la controversia para saber cuál es el material que provee mayor resistencia ante fuerzas oclusales.⁽³¹⁻³³⁾

Estudios previos muestran que las cerámicas feldespáticas proveen excelentes características estéticas con una alta tasa de supervivencia que esta entre el 84.7% y 96.6% en periodos de observación de 6 años, sin embargo el proceso de elaboración de la restauración en feldespato es muy técnico sensible , donde se puede producir micro porosidades o lugares donde sus partículas no se distribuyen de manera homogénea, esto puede generar la presencia de cracks que inician una fractura y disminuyen la longevidad de la restauración y el adecuado comportamiento de la misma⁽³⁴⁾.

Las propiedades físicas de las cerámicas vítreas ha mejorado con la incorporación de partículas de relleno como la Leucita o el Disilicato de Litio, que al ser elaborado bajo la técnica de prensado al calor, hace que la distribución de las partículas sea más homogénea y disminuya la porosidad de la restauración.⁽³⁵⁾

Guess y colaboradores 2006 ⁽⁶⁾ demuestran una alta tasa de supervivencia de este tipo de restauraciones entre 92 y 97% en periodos de observación 5 años, lo que demuestra que es una opción válida en la rehabilitación orientada a preservar la mayor cantidad de estructura dental.

1.5.2 DISILICATO DE LITIO:

Quinn y colaboradores 2003⁽³⁷⁾, Los materiales empleados actualmente en prostodoncia para restaurar o reemplazar la estructura dental perdida, se encuentra la cerámica de disilicato de litio, que es un material monolítico con una matriz vítrea amorfa compuesta de sílice con una configuración molecular tetraedral que entre sus espacios contiene disuelto feldespato y tiene un refuerzo de cristales de disilicato de litio que se manipula en una sola fase, tiene una resistencia flexural de 360 a 400 MPa. ^(37,38)

Guazzato y colaboradores 2003⁽³⁹⁾ reportan que el disilicato de litio está clasificado como una cerámica de resistencia moderada, donde el sistema maquinado o CAD/CAM (EMAX CAD) tiene una resistencia a la fractura de 400 MPa y aun mayor el sistema prensado (EMAX PRESS) con valores de 450 MPa^(40,43) debido a que tiene las restauraciones tienen mayor adaptación interna; se ha demostrado

que puede ser utilizado para la confección de casi todo tipo de restauraciones, por sus propiedades mecánicas, biológicas y estéticas como carillas, Incrustaciones Onlay e inlay, coronas parciales, superestructura de implante, prótesis fijas hasta de 3 unidades y láminas oclusales, estas últimas se relacionan con un concepto de rehabilitación que se basa en conservar la estructura dental al máximo evitando la preparación dental o requiriendo un desgaste mínimo y donde en función el diente antagonista no se desgasta al estar en contacto con dicha restauración.⁽⁴²⁾ se emplea en situaciones clínicas donde hay una pérdida patológica de estructura dental asociada a factores etiológicos individuales o combinados, relacionados con hábitos alimenticios u orales que pueden causar abrasión, erosión, desgaste severo donde hay pérdida de estructura dental en tablas oclusales o bordes incisales, que pueden comprometer esmalte e incluso dentina; este tipo de deterioro de la estructura del diente puede afectar la estética, causar sensibilidad dental, inestabilidad oclusal, relaciones maxilomandibulares inadecuadas y desarmonía musculoesquelética.^(43,44)

1.5.3 ODONTOLOGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA:

La práctica contemporánea en odontología, esta direccionada a la preservación de la estructura dental con el objetivo de mantener el equilibrio entre los parámetros biológicos, mecánicos, funcionales, y estéticos, entre los más importantes se encuentran la preservación de la vitalidad del complejo dentino pulpar, ya que la endodoncia y la necesidad de postes o núcleos, pueden ser alternativas agresivas que comprometen el rendimiento de un diente en el transcurso del tiempo, este

nuevo concepto se basa en los principios de la odontología mínimamente invasiva, cuyo eje principal está basado en la biomimética^(38,45), que consiste restaurar dientes con pérdida de estructura donde no se recurre a tratamientos convencionales o radicales como coronas, endodoncias, retenedores intraradiculares entre otros y que le dan satisfacción al paciente incluso con menor costo y mayor beneficio que un tratamiento convencional, esto se logra imitando la naturaleza del diente tanto estética como funcionalmente, donde los materiales de elección para las restauraciones tienen un comportamiento biomecánico muy similar al diente, para evitar la falla catastrófica^(46,49)

1.5.4. ESTRUCTURA DENTAL Y PROPIEDADES

Para saber que sucede con la pérdida de estructura dental, es necesario conocer cómo se componen los tejidos y cómo afectan las fuerzas que se ejercen sobre el diente.

ESMALTE: Es de origen ectodérmico, tiene un componente orgánico con proteínas de amelina (Ameloblastina), amelogenina 5% y un componente inorgánico constituido por cristales de Hidroxiapatita, fluoroapatita, carbonatopatita en un 95%, en su estructura tiene prismas o bastoncillos, que varían de espesor y orientación, con una estructura cristalina, el esmalte es más grueso en las cúspides por la ondulación que hay en esa zona de los prismas del esmalte, se vuelve más delgado es el límite amelocementario; la dureza del esmalte varía de acuerdo a la orientación de los prismas, ⁽⁵⁰⁾ esto hace que en las superficies oclusales sea más duro que en la zona cervical, en oclusal la dirección oblicua, en

la unión amelocementaria son perpendiculares y en cervical son rectos, el esmalte tiene un comportamiento anisotrópico que quiere decir que sus propiedades mecánicas cambian dependiendo de su forma, el sitio de aplicación de la fuerza y la estructura, hacia la cúspide hay mayor dureza que hacia la unión amelocementaria⁽⁵¹⁾.

1.5.5 PROPIEDADES FÍSICAS Y MECÁNICAS DEL ESMALTE:

RESISTENCIA AL DESGASTE:

Los factores que influyen en la resistencia dependen de la estructura y la dureza del esmalte, el área de faceta de desgaste, la duración del contacto, la velocidad de aplicación de las fuerzas opuestas, la temperatura y el pH en cavidad oral y el tipo de carga que se aplique ^(52.56).

RESISTENCIA TENSIL:

Esta propiedad depende del contenido orgánico, como el esmalte es altamente mineralizado es frágil a la tracción, esto también se debe a que su módulo elástico es alto con respecto a la dentina, lo que hace que se produzca deformación plástica y elástica. ^(52.56)

RESISTENCIA COMPRESIVA:

Es alta, depende de su localización, en los extremos cuspídeos es alta, seguido por la zona lateral y en la superficie oclusal central en menor. ^(52.56)

MÓDULO ELÁSTICO:

Representa la rigidez en un intervalo de elasticidad, es alto con respecto a dentina, también es anisotrópico donde los prismas del esmalte son paralelos al eje axial del diente es menor cuando los prismas son perpendiculares ^(52,56).

DENTINA:

Es un tejido vital dinámico, parte del complejo pulpodentinal, está compuesto en un 50% por material inorgánico, 30% de material orgánico, 20% de fluido dentinal, los túbulos dentinales convergen desde la unión amelocementaria hacia la cámara pulpar, la densidad y orientación varían según la localización, hay más túbulos en la porción dentinal cerca a la pulpa y menos en la UAC ^(52,56).

SMEAR LAYER: Capa de dentina deformada, barrillo dentinal que se posiciona sobre los túbulos dentinales y cumplen una función mecánica y fisiológica sobre estos. ^(52,56)

SEMEAR PLUG: Penetración, tapones en los túbulos dentinales, que disminuye la permeabilidad dentinal. ^(52,56)

Existe una red celular, donde hay una propagación de dentina dentro del esmalte, abundante en zonas oclusales e incisales, poca cantidad a nivel proximal y

ausentes en las zonas cervicales, tienen relación con áreas de concentración de dureza.^(52,56)

DUREZA: La dureza de la dentina es menor que la del esmalte, ya que contiene mayor cantidad de material orgánico, la dentina que rodea los túbulos dentinales se encuentra más mineralizada que la dentina dentro de los túbulos dentinales, la dentina es más dura en la unión amelocementaria, y decrece 4 veces hacia la pulpa.^(52,56)

RESISTENCIA COMPRESIVA: Es dada por el relleno de Hidroxiapatita, es menor que en el esmalte y la resistencia compresiva depende del contenido de material inorgánico.^(52,56)

MÓDULO ELÁSTICO: Menor que el esmalte, esta característica cambia en estados patológicos, como la caries, fisiológicos como la edad, y estructurales como la carga masticatoria ^(52,56).

COMPORTAMIENTO VISCOELÁSTICO: Tiene que ver con la capacidad de la dentina de dispersar las fuerzas ejercidas sobre el diente, en el tiempo. ^(52,56)

RESISTENCIA DEL DIENTE:

Esta dada por una interacción estructural y física del esmalte y la dentina, la dentina tiene un efecto amortiguador por su menor modulo elástico y capacidad

viscoelástica, el esmalte en cambio soporta fuerzas compresivas, deformación elástica por compresión, esfuerzos de tensión y compresión alternos. ^(52,56)

Cuando se va a restaurar un diente, se debe tener en cuenta las características del material para restaurar el tejido dental afectado, el más indicado es aquel que más se parece a este y el comportamiento biomecánico es un conjunto entre el diente y los tejidos de soporte, que son sometidos a fuerzas durante la masticación, el material debe ser analizado en todas sus propiedades físicas, ópticas, térmicas, eléctricas y mecánicas. ^(52,56)

En la cavidad oral las propiedades mecánicas permiten soportar las cargas oclusales, por lo cual se necesita resistencia tensil y elasticidad, las propiedades mecánicas son dependientes de la forma y el tamaño y de la estructura mineral (Si es más cristalino es más duro ^(16,22)).

Van Meerbeek 1993 ⁽⁵⁷⁾ La dureza es la resistencia de un material a ser rayado o indentado, a mayor grado de indentación, mayor dureza, un material con baja dureza, puede pulirse fácilmente pero tiene mayor desgaste, un material con alta dureza, puede desgastar un material menos duro, como un diente antagonista y no puede pulirse fácilmente. La dureza del esmalte tiene un rango entre 324 a 420 vickers, la dureza del disilicato es de 491 vickers, que son similares, estudios in vitro e in vivo muestran que el Disilicato de litio es la cerámica que tiene la menor

tasa de desgaste cuando el diente antagonista es natural y con respecto a otras cerámicas.

1.5.6. ANTECEDENTES:

Estudios han reportado que las preparaciones de cubrimiento parcial con reducción mínima de la geometría macro retentiva tales como laminas oclusales, pueden dar al paciente un tratamiento longevo, por lo cual las indicaciones para ésta técnica se han ampliado, incluye tratamiento de la erosión avanzada, estabilización de los dientes con síndrome dental agrietado, cavidades Tipo II con compromiso de cúspides funcionales entre otras, estudios realizados por Roulet JF, Dietschi D y col en 1997, ⁽⁶⁰⁾ Feder I y col. En 2008, estudiaron el comportamiento biomecánico de restauraciones parciales en cerámica, mostraron que el espesor más recomendado para esta situación está entre 1.5 a 2mm, sin embargo en la actualidad el empleo de nuevos materiales más tecnología adhesiva deben ser considerados en la elección del tratamiento; en estudios clínicos de incrustaciones, Guess y colaboradores 2006⁽⁶¹⁾ en un periodo de observación de 2 años, determinaron que en el sistema Emax press hay una supervivencia del 100% debido a la adaptación marginal, estudios similares en carillas.

Pascal Magne y colaboradores en el 2010 ⁽⁶²⁾ realizo un estudio in vitro de resistencia a la fatiga de láminas oclusales posteriores, comparo basándose en la

tecnología CAD/CAM , laminas en resina y en cerámicas reforzadas con vidrio, leucita y disilicato de litio, que fueron cementadas siguiendo el mismo protocolo de tratamiento de sustrato dental y de tratamiento de superficie de la cerámica en terceros molares extraídos, todas las restauraciones tuvieron un espesor entre 1.2 a 1.8 mm, que fueron sometidas a pruebas de fatiga en carga cíclica de 400 a 1400 N hasta los 30.000 ciclos, las conclusiones del estudio es que las láminas oclusales elaboradas en resina (CAD/CAM) tienen mayor resistencia compresiva comparadas con las láminas cerámicas, sin embargo las cargas máximas a las que fueron sometidas están muy por encima de las magnitudes encontradas en situaciones clínicas.

Un estudio de elementos finitos, realizado por Pascal Magne y Kyle Stanley, en el 2012⁽⁶³⁾ donde se comparó el estrés entre laminas ultra delgadas elaboradas en resina y en disilicato de litio maquinadas y prensadas, con un espesor de 0.6 mm, arrojo como conclusión que con este espesor las láminas elaboradas en resina tienen menor concentración de estrés y que los dos materiales fueron sometidos a cargas oclusales que superaban cargas masticatorias, lo cual hace que sea un tratamiento fiable para tratar perdida de estructura dental en sector posterior.

1.5.7. ELABORACIÓN DE LAMINAS CON TECNOLOGÍA IPS E.MAX® PRESS

Una de las tecnologías para la elaboración de láminas oclusales de disilicato de litio es el sistema de inyección, conocida como **IPS e.max® Press**, que utiliza

pastillas que contienen un 70% de disilicato recubierta por una matriz de vidrio con tamaño de cristales de 3 a 6 micrómetros, con una resistencia a la flexión biaxial de 400 MPa, una resistencia a la fractura entre 2.4 a 3.0 MPa, módulo de elasticidad de 95 MPa, Dureza de 5900 Vickers y una resistencia a la flexión entre 239 a 455 MPa; esta cerámica vítrea se plastifica a 920° C, y es prensada en un molde al vacío, reportes demuestran que existe una tasa de éxito para restauraciones elaboradas en este sistema del 88 a 100% después de 2 a 5 años, y del 84 al 97% después de 5 a 14 años en función.^(64,66)

1.5.8 FACTORES QUE DETERMINAN EL ÉXITO:

Existen varios factores críticos que determinan el éxito de una restauración de cubrimiento parcial elaborada en disilicato de litio a largo plazo, entre los cuales se encuentran el espesor de la cerámica, la resistencia y geometría, la aspereza (condición áspera) superficial interna o la distribución de los defectos, las condiciones de carga, el sustrato material, y la técnica adhesiva.^(67,68)

El éxito de las restauraciones en disilicato de litio, está en prevenir las posibles fallas entre el material restaurativo y el sustrato dental, la complicación clínica más común de los sistemas cerámicos es la fractura, definida como la culminación del proceso de deformación plástica es decir que el material se deforma y no regresa a su forma original después de retirar la carga aplicada. Para entender la fractura de los materiales cerámicos es necesario entender cómo se produce la fractura, todas las restauraciones tienen fallas intrínsecas y extrínsecas, lo que es

necesario conocer es el tamaño de la falla y ver si esta puede tolerar las cargas cíclicas sin disminuir el tiempo de función de la restauración; la fractura sucede porque en la deformación plástica, el material experimenta cambios termodinámicos irreversibles al adquirir mayor energía potencial elástica que conlleva a la separación o fragmentación de un cuerpo sólido en dos o más partes bajo la acción de cargas asociada varios factores, entre ellos el espesor de la restauración (Anchura o grosor de un cuerpo sólido) cuyo fracaso o tipo de falla se da de tres maneras, fractura únicamente de la restauración, fractura de la restauración con pérdida de sustrato o fractura del diente, se debe prevenir la falla retardando el proceso de la propagación de los cracks, que se definen como líneas de fractura en el material cerámico, producidas por sometimiento a fuerzas durante la función, el espesor debe ser tal que optimice las propiedades del material, de tal forma que la preparación dental sea la adecuada y no haya sobrecontorno o reducción excesiva de la estructura.^(69,79)

El disilicato de litio es un tipo de cerámica a la cual se le ha aumentado el módulo de elasticidad, porque a la matriz vítrea se le ha infiltrado disilicato, por ende hay mayor resistencia a la fractura, pero no necesariamente hay aumento en la dureza. El incremento de la fase cristalina disminuye la fragilidad de las cerámicas, porque incrementa la energía necesaria para propagar cracks y disminuye el índice de fragilidad.⁽⁷⁰⁾

Las conclusiones de algunos estudios muestran que no necesariamente a mayor espesor de la cerámica, hay mayor resistencia a la fractura de este tipo de restauraciones, los espesores más utilizados para la cerámica de disilicato de litio están entre 0.6 a 2 mm, la resistencia aumenta cuando la preparación es adecuada y sigue los contornos anatómicos del diente a restaurar; entre las condiciones de carga se debe tener en cuenta el tipo de oclusión del paciente y la dirección de las cargas en función que idealmente deben ser axiales con respecto al diente. Para la elección del material de la restauración debe ser tenido en cuenta el factor funcional (Resistencia) y la ubicación en el arco (Estética), se ha demostrado que el disilicato de litio cumple con las dos condiciones. ⁽⁷¹⁾

En relación con el diente preparado se ha demostrado que los fracasos por fractura de la cerámica está relacionada con la cantidad de estructura dental existente, que a su vez influencia el rendimiento de la carga de fatiga de las restauraciones posteriores de cerámica, los dientes preparados con mayor desgaste dental se relacionan con menores tasas de supervivencia⁽⁷²⁾.

Cuando la profundidad de la preparación dental minimiza la cantidad del espesor del esmalte circunferencial sobre la superficie oclusal e involucra dentina, pueden estar contraindicadas las restauraciones de recubrimiento parcial adheridas de cerámica, debido a que la evidencia demuestra que cuando una restauración se encuentra cementada sobre dentina, se produce una degradación de la capa híbrida por acción de las metaloproteinasas⁽⁵⁶⁾, que destruyen los tags formados entre las fibras colágenas, adhesivo y cemento de resina, al conservar mayor

cantidad de esmalte por su alto contenido inorgánico en comparación con la dentina, las metaloproteinasas no tienen un efecto de degradación, por ende la adhesión no se afecta y el rendimiento clínico de la restauración es mejor⁽⁵³⁾.

Un factor que la literatura relaciona con la fractura de las restauraciones en disilicato de litio tiene que ver con el tratamiento de superficie y el tipo de agente de cementación que se use, ya que ante cargas oclusales durante la función, la rugosidad generada en el itanglio al emplear ácido fluorhídrico sin seguir protocolos de tratamiento de superficie para cerámica y cementos que no sean apropiado para la situación clínica, puede generar fracturas que se limiten a la restauración, que involucren cemento o que se de en restauración, cemento y estructura dental; El agente de unión utilizado en este tipo de restauración es el Silano el cual mejora significativamente la adhesión entre la restauración cerámica y el sustrato dental, que permite un aumento en los valores de la resistencia a la fractura de los cementos de resina autoadhesivos y aumento de la resistencia compresiva del material. ^(74,77)

1.5.9 CEMENTACIÓN DE LAMINAS OCLUSALES EN DISLICATO DE LITIO

El protocolo usado para el tratamiento de superficie de restauraciones en disilicato de litio y su cementación consiste en arenar la superficie interna de la incrustación utilizando partículas abrasivas de 110 micrómetros, con oxido de aluminio a 1 bar de presión, a una distancia de 10 mm, durante 15 segundos, después se lava con un baño ultrasónico con agua destilada por 10 minutos ,

posteriormente las superficies se secan con aire y graban con ácido fluorhídrico al 5 %, una vez más se enjuaga para eliminar los residuos de ácido fluorhídrico y se acondicionaron con Silano por 60 segundos con aireado constante; se tiene que tener en cuenta que para garantizar la adecuada adhesión, la superficie dental debe ser grabada con Ácido orto fosfórico por 15 Segundos, se lava hasta eliminar el agente grabador y se seca, se procede a la aplicación de adhesivo, que debe ser aireado y no debe ser polimerizado, se aplica cemento de resina en la restauración y en la preparación dental y se realiza el asentamiento de la misma, verificando adaptación marginal, se realiza una polimerización inicial de 5 segundos, que permite la remoción de excesos de cemento, y se realiza una polimerización final.⁽⁵²⁻⁵³⁻⁵⁴⁾

1.5.10 PROPIEDADES FÍSICAS Y COMPORTAMIENTO DEL MATERIAL:

Para determinar las propiedades físicas de los materiales en odontología, se realizan pruebas invitro, por medio de instrumentos como un instrom o tester; en los materiales cerámicos la tensión compresiva se da por medio de la aplicación de una fuerza sobre el material de estudio que disminuye su longitud; el material tiene una fuerza que se opone a esta compresión y es la resistencia compresiva, que se da cuando dos fuerzas de igual dirección y sentidos opuestos, comprimen un cuerpo sobre el que actúan, disminuyendo su longitud y se genera una fuerza del material que se opone a esta compresión; se han usado pruebas in vitro entre las cuales se encuentra el test de resistencia compresiva tipo instrom⁽⁴⁸⁾, que es un equipo de prueba diseñado para evaluar las propiedades mecánicas de

los materiales, como la resistencia compresiva, donde este ejerce una fuerza definida como una magnitud vectorial que mide la intensidad del intercambio de momento lineal entre dos partículas o sistemas de partículas que puede modificar el movimiento o la forma de un material, cuya unidad de medida es el Newton y se representa con una (N), esta se aplica a cada espécimen; se cuenta con un software que permite controlar las variables dependientes del estudio y gráfica las variable dependiente y variable independiente, permitiendo interpretar resultados de una manera sencillas, se busca que estos materiales superen los rangos de fuerza masticatoria humana que esta entre 585 y 880 Newtons en promedio, según Anusavice en el 2004⁽⁷⁶⁾, basándose en la estructura de la materia y principios de la adhesión , el valor máximo medido de fuerza masticatoria es de 756 N (170 libras) y en la zona de premolares varía entre 133 y 334 N (30 a 75 libras). ^(77,79)

Para observar el fracaso se ha utilizado varios métodos, scanner en tres dimensiones (Willytec GmbH, Gräfelfing, Germany), que realiza un escaneo en puntos de referencia y genera imágenes en tres dimensiones; de las incrustaciones sometidas a el test de resistencia a la fractura, que da una visión más realista clínicamente, adicionalmente transiluminación, microscopia electrónica y microfotografía con magnificación estandarizada; los estudios determinaran cual es la mayor cantidad de fuerza que se puede aplicar a la restauración de disilicato de litio y cuál es el espesor más adecuado para optimizar las propiedades mecánicas de la misma⁽⁸⁰⁻

1.6. OBJETIVOS

1.6.1 OBJETIVO GENERAL:

Determinar la influencia del espesor en la resistencia compresiva de láminas oclusales cementadas, elaboradas en disilicato de litio.

1.6.2 OBJETIVOS ESPECÍFICO

- Determinar y comparar la resistencia compresiva de láminas oclusales en disilicato de litio a con un espesor de 0.3mm.
- Determinar y comparar la resistencia compresiva de láminas oclusales en disilicato de litio con un espesor de 0.5mm.
- Determinar y comparar la resistencia compresiva oclusales en disilicato de litio con un espesor de 1.0 mm.
- Determinar y comparar la resistencia compresivas de láminas oclusales en disilicato de litio con un espesor de 1.5 m

2. ASPECTOS METODOLÓGICOS

2.1. TIPO DE ESTUDIO: experimental

2.2.DISEÑO DE ESTUDIO: *in vitro*

2.3.POBLACIÓN DE ESTUDIO: Láminas oclusales elaboradas en disilicato de litio a 4 diferentes espesores.

2.4. MUESTRA: 40 láminas oclusales cementadas, elaboradas en disilicato de litio a 4 diferentes espesores

UNIDAD DE OBSERVACIÓN: Láminas oclusales en Disilicato de Litio cementadas en premolares superiores

2.5. CRITERIOS DE INCLUSIÓN: Premolares superiores sanos extraídos con fines ortodónticos.

2.6 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN:

- Premolares superiores que presenten defectos de estructura
- Premolares superiores que presenten algún tipo de restauración
- Premolares superiores con tratamiento endodó

2.7 VARIABLES:

VARIABLE	DEFINICIÓN	OPERACIONALIZACION	RELACIÓN	MEDICIÓN	CONTINUA
Espesor	Característica que da solidez estructural para resistir la función, y generan el recubrimiento cuspeo para proteger la estructura dental (grosor de la restauración).	0.3mm 0.5mm 1.0mm 1.5mm	Independiente	Cualitativa	Ordinal
Falla	Es el fracaso del material de restauración, del sustrato dental o de los dos cuando la unidad se somete a cargas, en este caso compresivas.	Tipo 1: Falla cohesiva que solo compromete restauración. Tipo 2: Falla cohesiva que involucra restauración e interface. Tipo 3: Falla cohesiva que compromete restauración y corona de diente Tipo 4: Falla cohesiva con fractura radicular	Independiente	Cualitativa Fractura sí o no	Dicotómica
Resistencia compresiva	Fuerza opuesta a una carga que tiene a cortar la longitud de un cuerpo	Newtons (N)	Independiente	Cuantitativa	Continua

2.8 SESGOS:

El indentador puede generar mayor contacto en alguna cúspide de la lámina de disilicato de litio cementada debido a la divergencia cuspidea, siendo este un factor no modifica

2.9 INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

FORMATO DE REGISTRO		
RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LAMINAS OCLUSALES DE DISILICATO DE LITIO SEGÚN SU ESPESOR		
1. ESPESOR	0,3 mm	☐
	0,5 mm	☐
	1,0 mm	☐
	1,5 mm	☐
2. RESISTENCIA COMPRESIVA		NEWTONS
3. LONGITUD DE COMPRESIÓN		mm
3. PRESENCIA DE FRACTURA DE ESTRUCTURA DENTAL	SI	☐
	NO	☐
4. PRESENCIA DE FRACTURA SOLO EN CERÁMICA	SI	☐
	NO	☐

2.10 PROCEDIMIENTO:

2.10.1. SELECCIÓN DE LA MUESTRAS Y DISTRIBUCIÓN:

Se escogieron premolares extraídos recientemente con fines ortodónticos y permanecieron en solución salina a temperatura ambiente hasta el momento de su utilización. Las muestras se fijaron en resina acrílica con base plana siguiendo el eje longitudinal del diente donde se sumergieron a 3 mm de la línea amelocementaria. (Figura 1) La distribución de las muestras ya fijadas en los cilindros se realizó teniendo en cuenta el tamaño coronal y la divergencia entre cúspide vestibular y palatina, donde según estos dos criterios se distribuyeron en 4 grupos, cada uno de 10 especímenes, Grupo 1: 0.3 mm, Grupo 2: 0.5 mm, Grupo 3: 1.0 mm y Grupo 4: 1.5 mm, correspondientes a cada espesor.



Figura 1. Distribución en grupos según espesor
(0.3, 0.5, 1.0, 1.5 mm)

PREPARACIÓN DENTAL:

Con el objetivo de simular pérdida de estructura dental, se realizó para cada grupo, una preparación estandarizada con un único operador, según el grupo, el

espesor de la lámina oclusal, de la siguiente manera Grupo 1, laminas oclusales con un espesor de 0.3 mm, Grupo 2, laminas oclusales de 0.5mm, Grupo 3. Laminas oclusales de 1.0 mm y Grupo 4, laminas oclusales de 1.5mm, (Figura 2,D) simulando desgaste severo superficie oclusal, con una fresa redonda para cada espesor de la casa comercial JOTA, con las siguientes referencias, para espesor de 0.3mm (801-314-018), para 0.5 mm(801-314-027), para espesor de 1mm (801-314-052) y para 1.5 mm (801-314-077) (Fresa guía),(Figura 2.A) de diamante que permitió determinar el espesor (Figura 2.B), posteriormente se usó una fresa cilíndrica del mismo espesor en toda su parte activa marca JOTA, referencia (XL-314-014), para realizar una preparación estandarizada con base en las fresas guía usadas para cada espesor preparación, con un instrumento rotatorio de alta velocidad-Turbinas Alegria W&H TE-98 C BC REF 10059825 Rodamientos cerámicos, spray triple, botón de presión, diámetro del cabezal Ø 12,2 mm,max. 16 W, 330.000 rpm*, para fresas FG Ø 1,6 mm, siguiendo los contornos anatómicos del diente. (Figura 2. B-C).

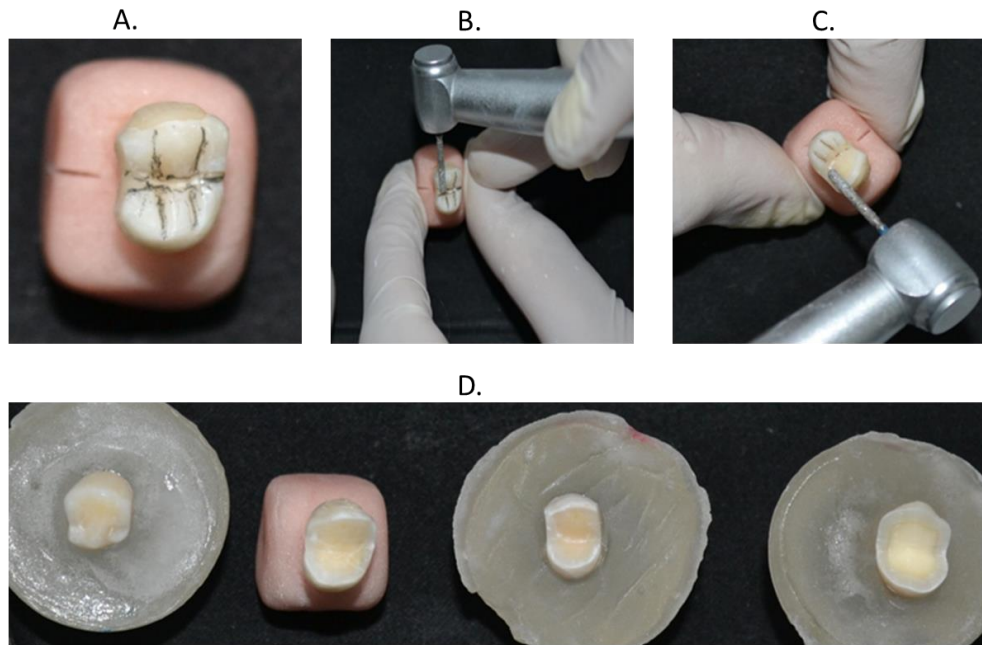


Figura 2. A) Marcación de surcos guía B) Preparación de surcos guía C) Unión de surcos guía dependiendo del espesor D) Preparación para cada grupo de acuerdo al espesor

5

2.10.2. ELABORACIÓN DE LA RESTAURACIÓN:

Cada lamina oclusal fue elaborada en cera, por un único operador sobre la preparación, sin anatomía oclusal para generar un asentamiento uniforme del indentador y un espesor uniforme en toda su área, se calibro con un Calibrador de cera (Calipretto S, Referencia 11221000) , cada una de ella hasta obtener el espesor requerido para cada grupo (0.3, 0.5, 1.0 y 1.5 mm, (Figura 3.C); posteriormente se realizó la manufactura de las restauraciones con el sistema **IPS e.max® Press**, técnica de inyección de disilicato de litio, cada una de las

láminas oclusales fue calibrada y se verificó su adaptación interna y marginal sobre el diente preparado.

Realización de trabajo de laboratorio, se realiza un encerado de la restauración de acuerdo a los espesores correspondientes, posteriormente se corrobora el espesor del encerado, con un calibrador de punta redonda. (Figura 3. A,C).



Figura 3. A , Calibrador de cera y B Encerado de lamina oclusal a cada uno de los espesores

Las láminas oclusales en cera se colocaron en dirección al flujo de la cerámica con el fin de asegurar un fluido continuo de disilicato de litio durante el proceso de inyección. Se eligieron el sistema de cilindros IPS Investment de 100 g o 200 g. (Figura 4. A,B)



A.

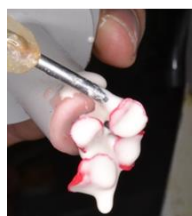


B.

Figura 4. A) y B) Colocación de los encerados en el cilindro para revestimiento con su respectivo bebedero.

El revestimiento se llevó a cabo con IPS PressVEST, se utilizó el cilindro de silicona con la correspondiente guía (Figura 5.B,C) , previamente se determinó el peso de la cera para iniciar el revestimiento siguiendo previamente las indicaciones del fabricante ,temperatura a 19 ° , se utilizó la aplicación con un instrumento de punta fina (Figura 5.A) , se colocó el cilindro de silicona IPS teniendo el cuidado suficiente para no alterar las láminas oclusales en cera, se procedió a verter el revestimiento en el cilindro hasta la marca guía, se inició proceso. (Figura 5.C, D)

A.



B.



C.



D.

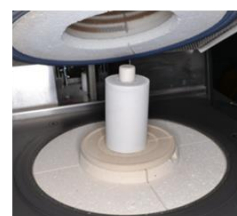
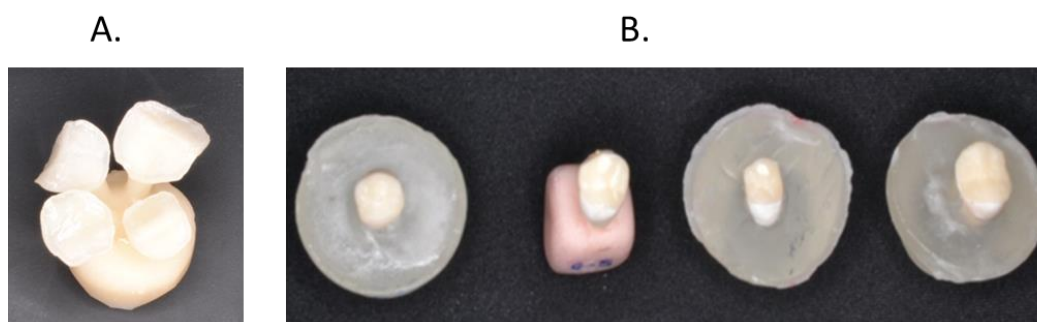


Figura 5. A) Proceso de revestimiento , B y C) Colocación en el anillo para inyección , D) Proceso de inyección de la pastilla de Disilicato de Litio.

Se hizo la eliminación del revestimiento posterior al el enfriamiento a temperatura ambiente (aproximadamente después de 60 minutos), se cortó el cilindro con un disco ultra delgado y se separó la cerámica de forma segura, se eliminaron con precaución la capa de reacción blanca y se comprobó la eliminación total capa de reacción, tanto de las caras internas como externas de cada una de las restauraciones (Figura 6.A), se realizó arenado a distancia pulido y se comprobó la adaptación de las láminas en cada uno de los premolares previa cementación.(Figura 6.B).



**Figura 6. A) Recuperación de restauraciones,
B) Verificación de adaptación**

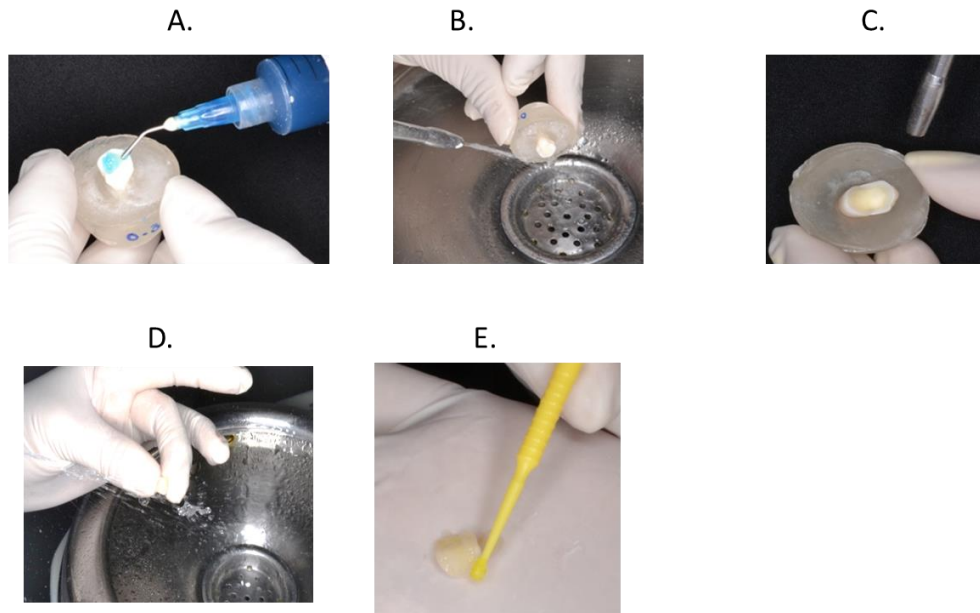
2.10.3. CEMENTACIÓN:

Las restauraciones que cumplieron con estos criterios, fueron cementadas de acuerdo al protocolo de cementación adhesiva, de la siguiente manera:

La superficie dental se grabó con Email Preparator Azul Ivoclar ácido fosfórico 37.5% durante 15 segundos, se enjuago con abundante agua, y se secó durante 5 segundos, sin desecar la superficie dental, (Figura 8 A-B.C) se aplicó adhesivo

de resina Monobond Plus, que no se fotopolimerizó; de manera simultánea la parte interna de las restauraciones fueron tratadas con IPS CERAMIC -ACIDO FLUORHÍDRICO 5%. IVOCLAR-VIVADENT), por 60 segundos, después se lavaron por 20 segundos con abundante agua, para eliminar los residuos de ácido fluorhídrico, se sumergieron en ácido fosfórico por 1 minuto y nuevamente enjuagaron por 20 segundos posteriormente se sumergieron en agua destilada y en ultrasonido por 3 minutos, después se secaron y las superficies se silanizaron con MONOBOND-PLUS dejando que la superficie se impregnara por 60 segundos, posteriormente se realizó aireado. (Figura 8.D.E)

Para la cementación se utilizó cemento de resina Varioilink (Ivoclar) el cual se dispense según indicaciones del fabricante en la superficie dental preparada y sobre la superficie de la restauración que iba a estar en contacto con el diente, se realizó el asentamiento, verificación de adaptación marginal, polimerización inicial por 5 segundos, que permitió que el cemento adquiriera una consistencia más viscosa y facilitó la remoción de excesos, se realizó polimerización final, con la técnica 4/4 (Se polimeriza 40 segundos por cada una de las superficies de la restauración), donde se aplicó luz led con Lámpara de Fotocurado Bluephase C-8 G2 de Ivoclar Vivadent durante 20 segundos por cada superficie de la restauración.(Figura 9. A, B, C, D,E)



Figuras 8. A) Grabado acido de superficie dental (Ácido orto fosfórico 37% por 15 segundos). B) Lavado con abundante chorro C) Secado de superficie dental. D)Lavado con abundante chorro superficie de láminas oclusales. E) Tratamiento de superficie de lámina oclusal con Ácido fluorhídrico (5%).

2.10. 4. PRUEBA DE RESISTENCIA COMPRESIVA:

Posteriormente se realizó la prueba de resistencia compresiva de cada espécimen, por medio de un Maquina universal de ensayos TINIUS OLSEN, el instrumento indentador tiene una esfera en acero inoxidable cuyo diámetro es de 7 mm (Figura 10.A,B), se realizó en la misma posición reproducible para todos los especímenes, aplicando una fuerza vertical, donde la indentación media de la restauración en la parte central entre las dos cuspides, siguiendo el eje longitudinal del diente, la carga se produjo a velocidad constante y se prolongó hasta que se produjo fractura, ya sea de la restauración o de la restauración y diente (Figura 11-12,A,B), para la evaluación se usó un método visual, por medio de magnificación de fotografía digital que se realizó con una cámara réflex, referencia Nikon D3100 cámara fotográfica DSLR profesional de 14 megapíxeles para cada espécimen, los datos de carga máxima y hallazgos fotográfico, se registraron en el instrumento de recolección digital elaborado en el programa Excel. Office 2013.

El análisis de los datos se realizó comparando de la carga promedio (Newtons) que resistió cada grupo antes de la fractura, para determinar cuál es el espesor con mejor comportamiento y mayor resistencia compresiva, asociando estos resultados a la práctica clínica, en la predictibilidad en el tratamiento de desgaste

severo y aumento o restablecimiento de dimensión vertical, con láminas oclusales en disilicato de litio

A.



B.



**Figura 10. A. Maquina universal de ensayos TINIUS OLSEN
B) Superficie de apoyo del espécimen e indentador.**

A.

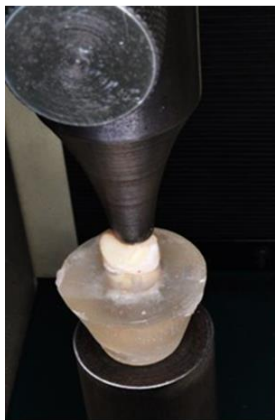


B.



**Figura 11. A) Colocación del espécimen en el indentador
B) Especimen sometido a carga.**

A.



B.



**Figura 12. A) Especimen sometido a máxima carga
B) Especimen fracturado**



2.11 CONSIDERACIONES ÉTICAS

De acuerdo con la resolución 8340 de 1993, en el párrafo B del artículo 11, este estudio es de riesgo mínimo. El uso de dientes humanos naturales en el proceso de enseñanza y aprendizaje en odontología está permitido, siguiendo los procedimientos de descontaminación y almacenamiento para su manipulación bajo las normas de protección requeridas.

2.12 MÉTODO ESTADÍSTICO:

Se aplicó la prueba estadística ANOVA para comparar la resistencia compresiva y el tipo de falla entre los 4 espesores de las láminas de disilicato de litio. Significancia estadística 95%. Valor $p \leq 0,05$

HIPÓTESIS NULA: El espesor de las restauraciones no influye en la resistencia y en el tipo de falla estructural de las láminas oclusales en Disilicato de litio.

HIPÓTESIS ALTERNA: El espesor de las restauraciones, influye en la resistencia y en el tipo de falla estructural de las láminas oclusales en Disilicato de litio

2. RESULTADOS

Se analizaron los resultados de Resistencia compresiva Máxima fuerza y falla para las 40 muestras (Laminas oclusales en Disilicato de Litio, cementadas en premolares), distribuidas en 4 Grupos según el espesores cada una de 10 especímenes, Grupo 1, de 0.3mm, Grupo 2: 0.5 mm, Grupo 3: 1.0 mm y Grupo 4: 1.5 mm.

3.1 GRUPO 1. LÁMINAS DE DISILICATO DE 0.3 mm

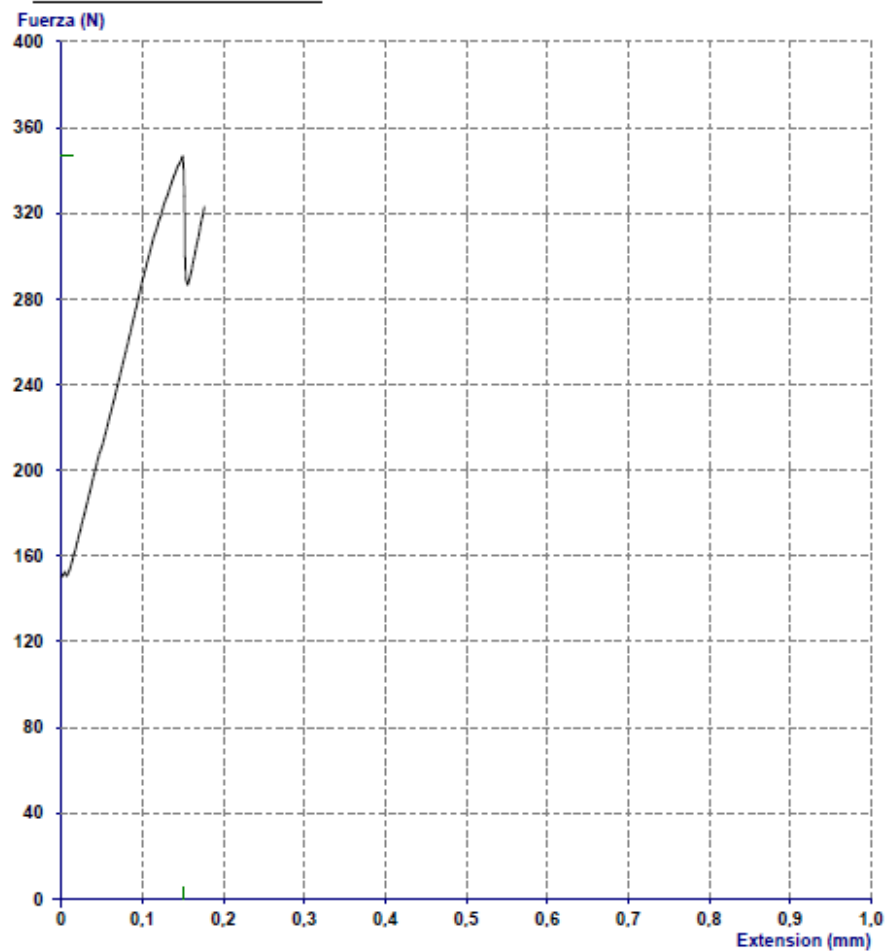
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 14 (0.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	346,5

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 14 (0.5)	3,150	5,000



Lamina oclusal con espesor de 0.3 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 346.5 N, con una resistencia compresiva de 3.15 MPa y una Longitud de compresión de 0.15mm.

3.2

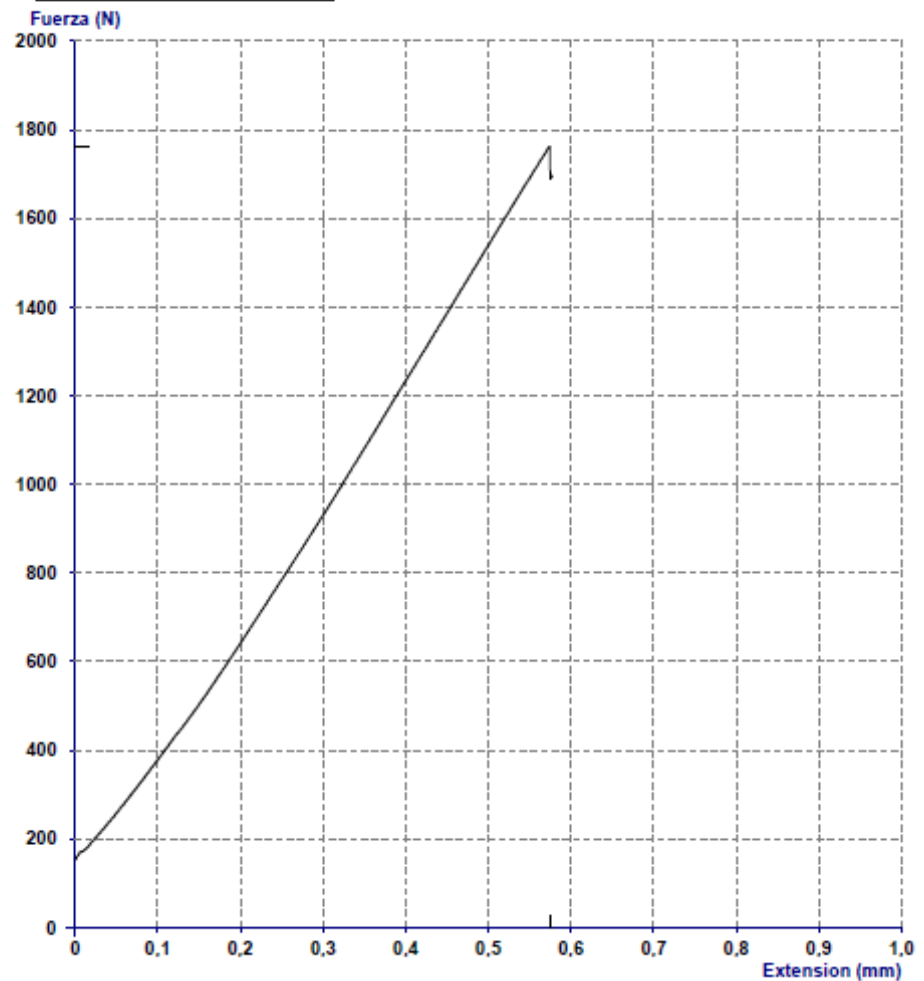
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 20 (0.3)	11,00	10,00	-	-	-	-	1762

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 20 (0.3)	16,01	19,13



Lamina oclusal con espesor de 0.3 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1762 N, con una resistencia compresiva de 16.01 MPa y una Longitud de compresión de 0. 57 mm.

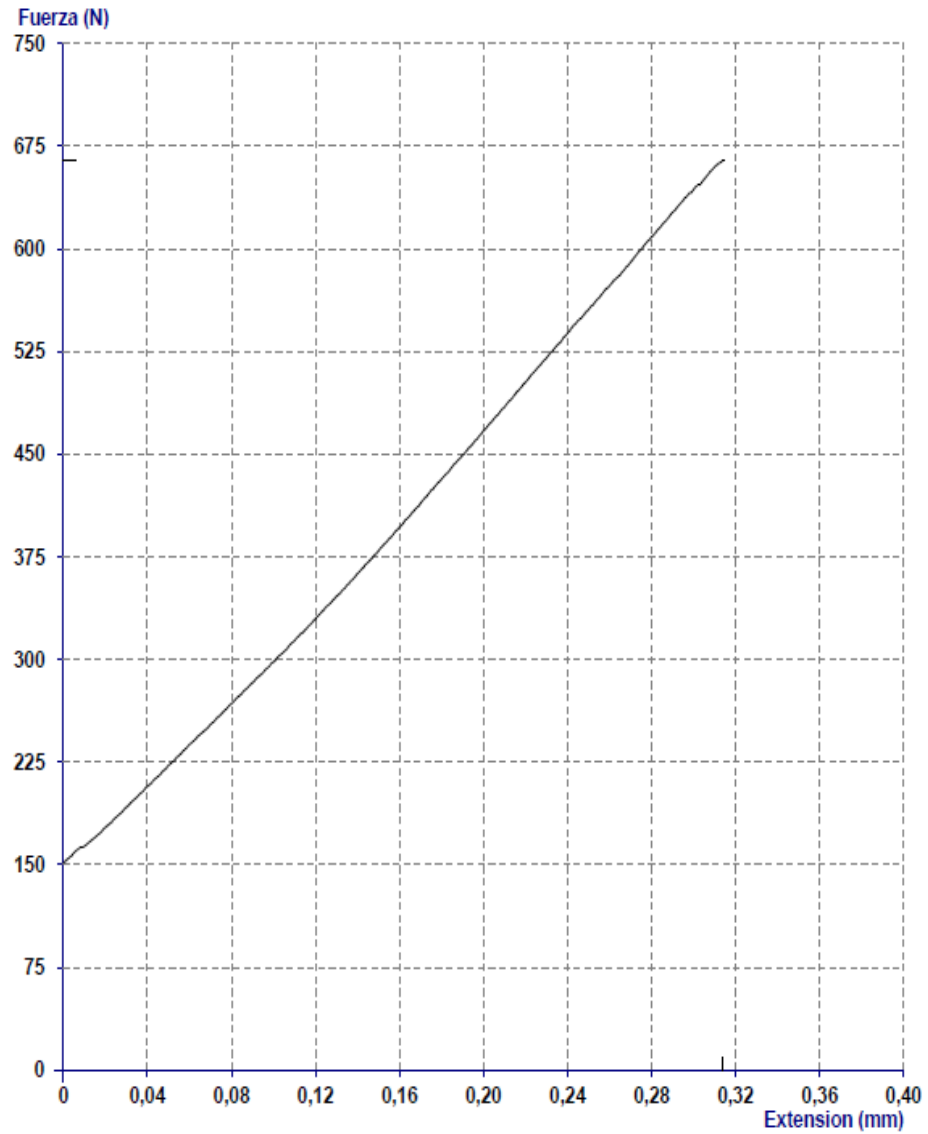
Ensayos dentales 2

Product : *Diente*

Batch :

No.	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 50 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
5	11,00	10,00	-	-	-	-	664,3

No.	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
5	6,039	20,933



Lamina oclusal con espesor de 0.3 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 664.3 N, con una resistencia compresiva de 6.039 MPa y una Longitud de compresión de 0.3mm.

Ensayos dentales 2

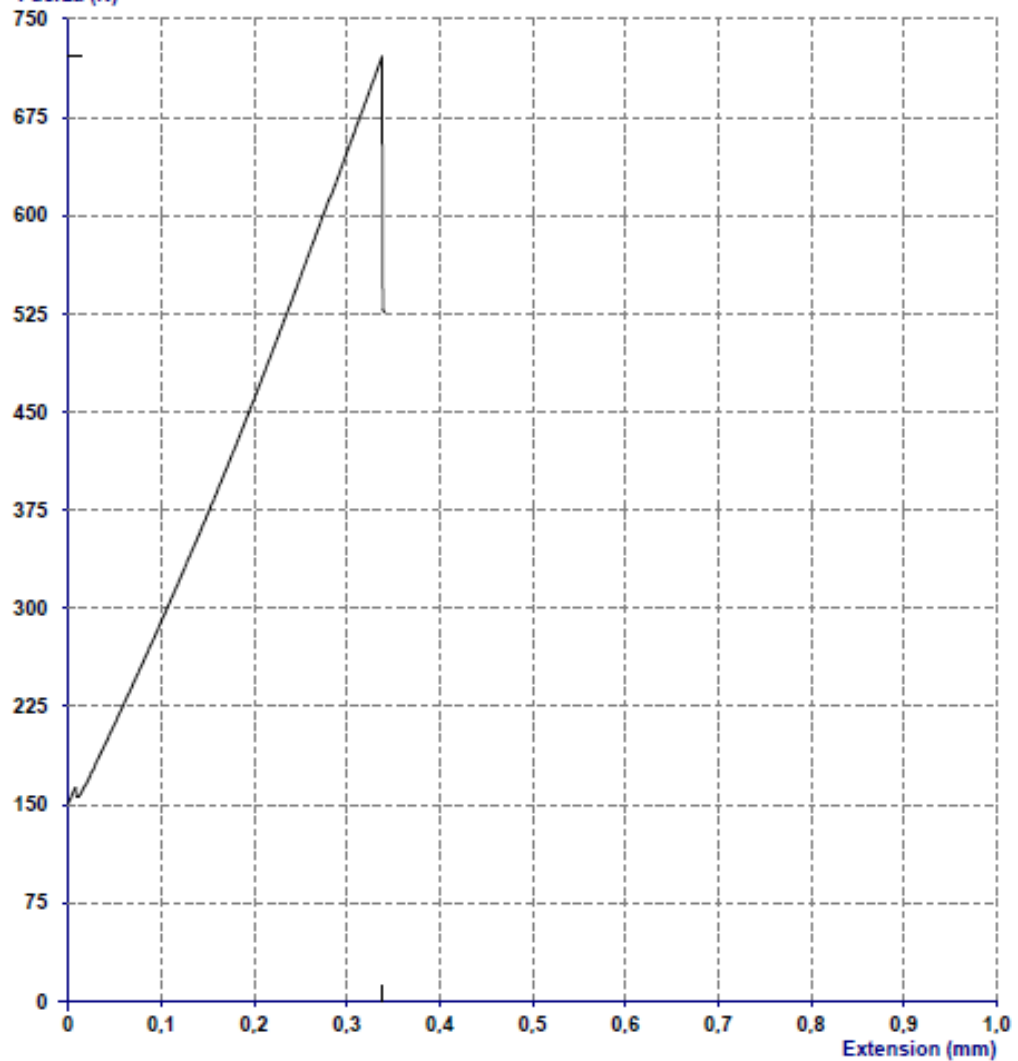
Product : *Diente*

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 21 (0.3)	11,00	10,00	-	-	-	-	721

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 21 (0.3)	6,56	11,27

Fuerza (N)



Lamina oclusal con espesor de 0.3 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 721 N, con una resistencia compresiva de 6.56 MPa y una Longitud de compresión de 0.35mm

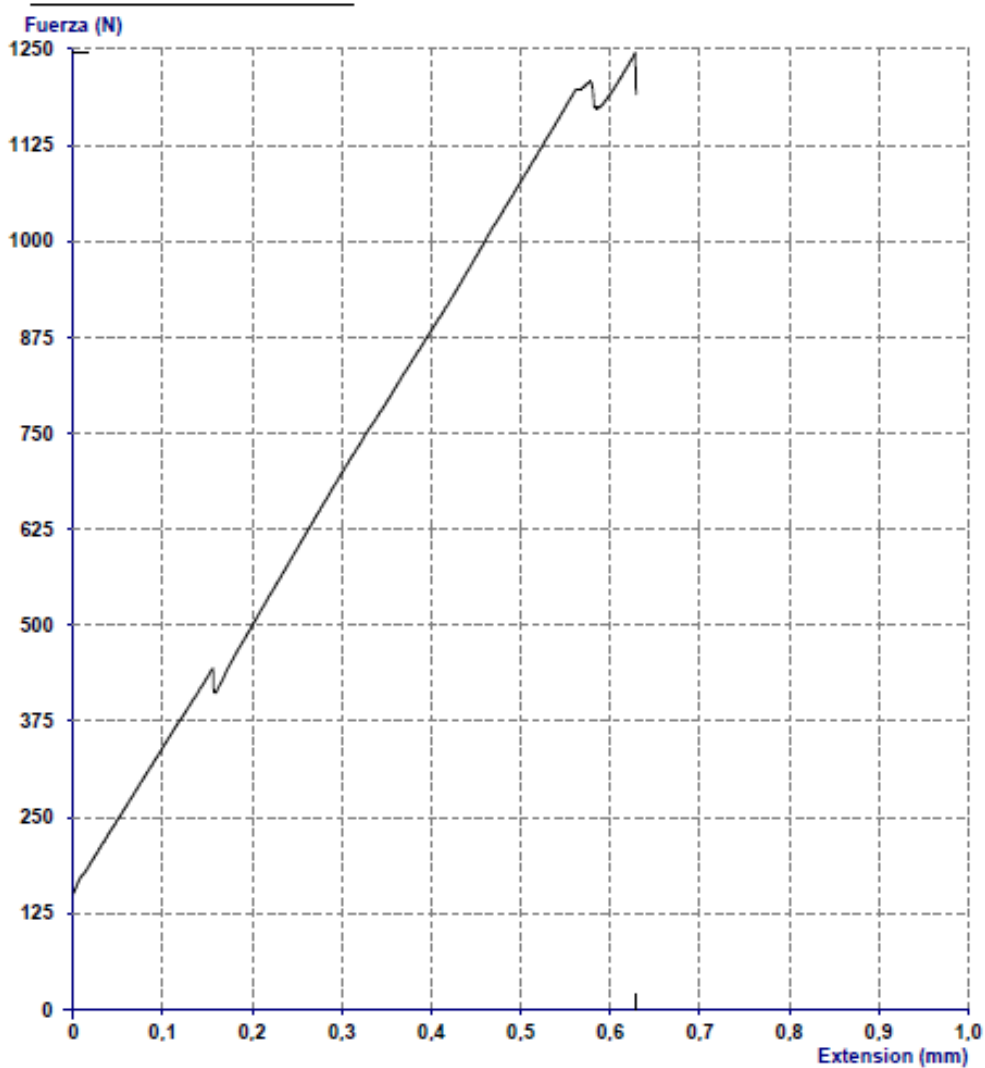
Ensayos dentales 2

Product : *Diente*

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 22 (0.3)	11,00	10,00	-	-	-	-	1245

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 22 (0.3)	11,32	20,93



Lamina oclusal con espesor de 0.3 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 346.5 N, con una resistencia compresiva de 3.15 MPa y una Longitud de compresión de 0.15mm.

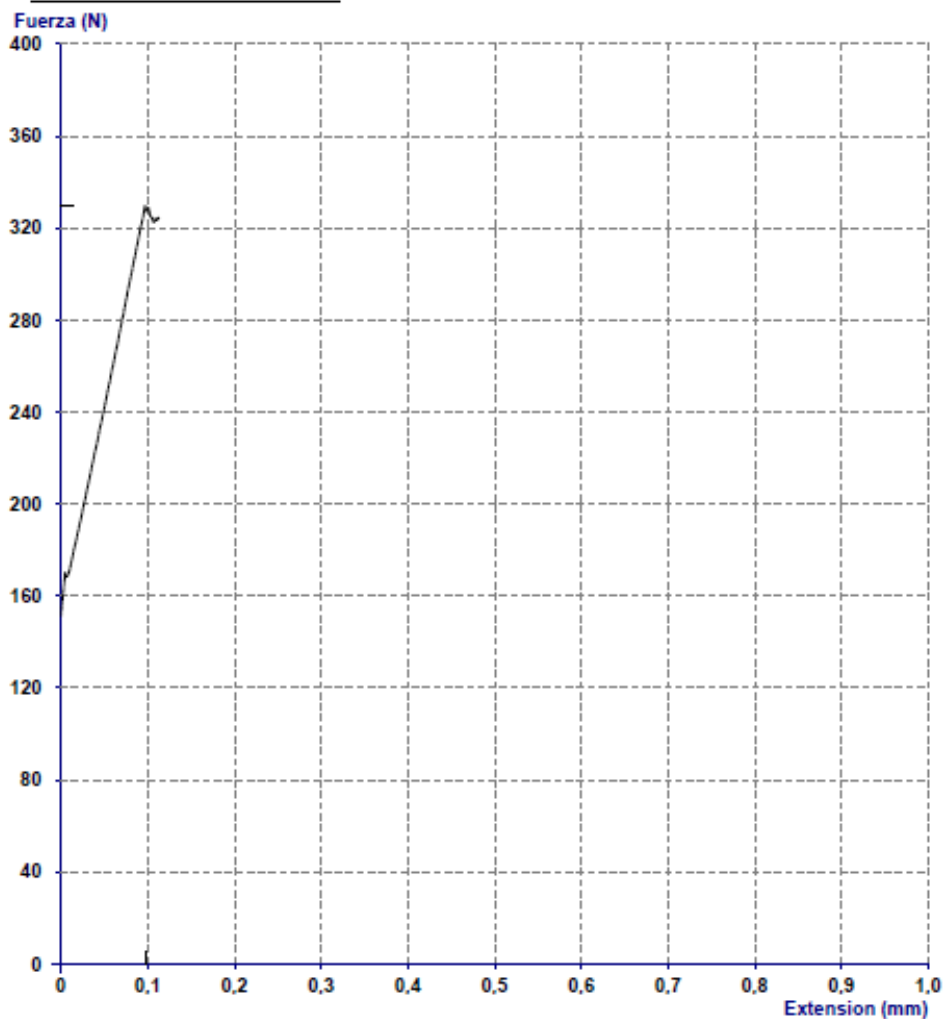
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 23 (0.3)	11,00	10,00	-	-	-	-	329,5

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 23 (0.3)	2,995	3,233



Lamina oclusal con espesor de 0.3 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 329.5 N, con una resistencia compresiva de 2.995 MPa y una Longitud de compresión de 0.1 mm.

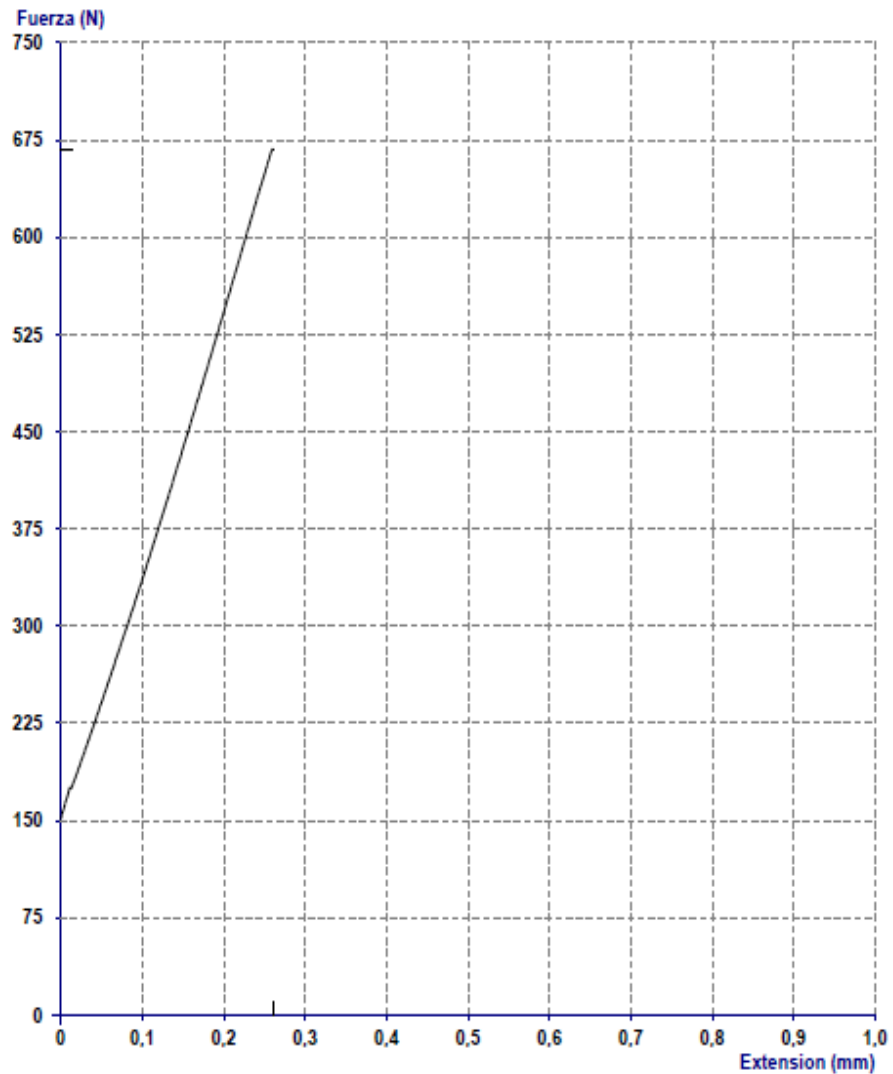
Ensayos dentales 2

Product : *Diente*

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 24 (0.3)	11,00	10,00	-	-	-	-	668

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 24 (0.3)	6,07	8,67



Lamina oclusal con espesor de 0.3 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 668 N, con una resistencia compresiva de 6.07 MPa y una Longitud de compresión de 0.27mm.

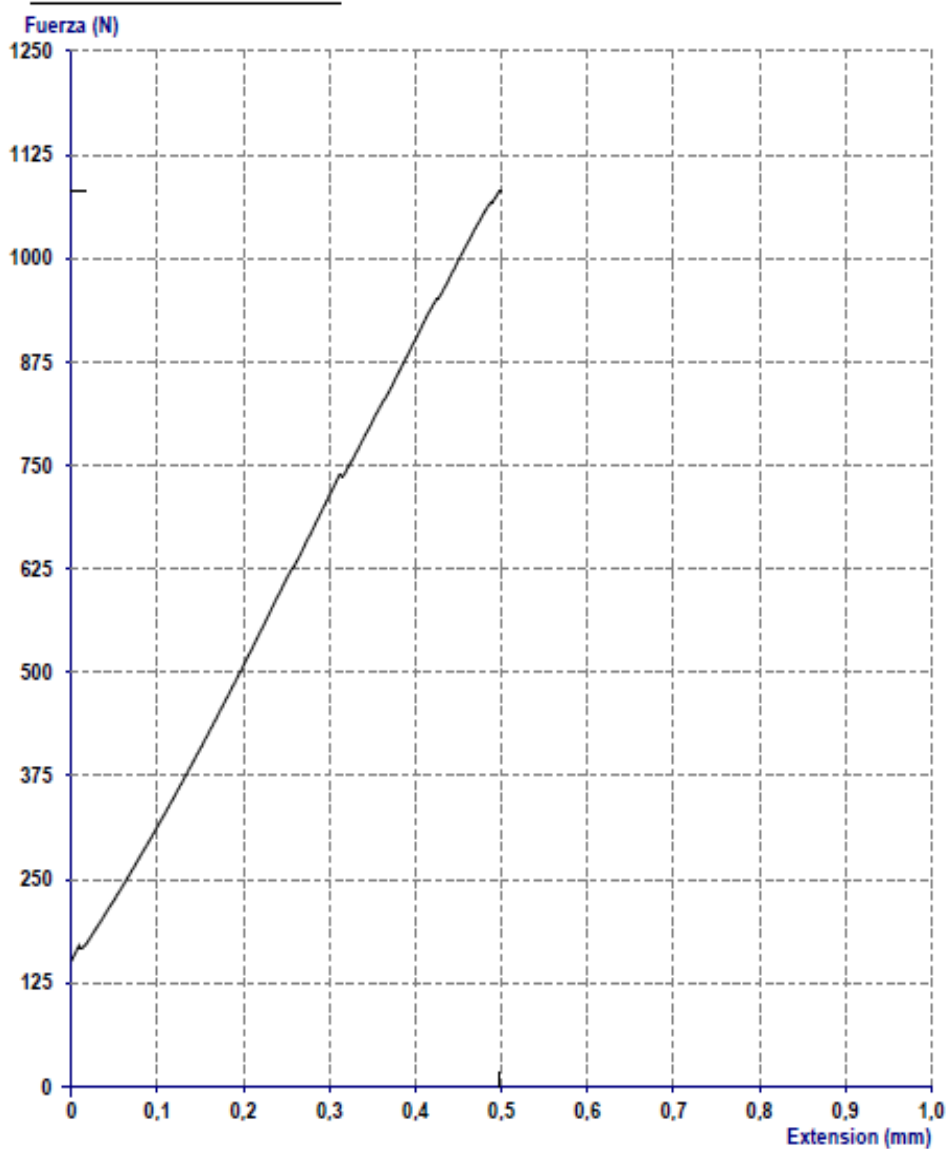
Ensayos dentales 2

Product : *Diente*

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 25 (0.3)	11,00	10,00	-	-	-	-	1081

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 25 (0.3)	9,83	16,60



Lamina oclusal con espesor de 0.3 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1081 N, con una resistencia compresiva de 9.83 MPa y una Longitud de compresión de 0.5mm.

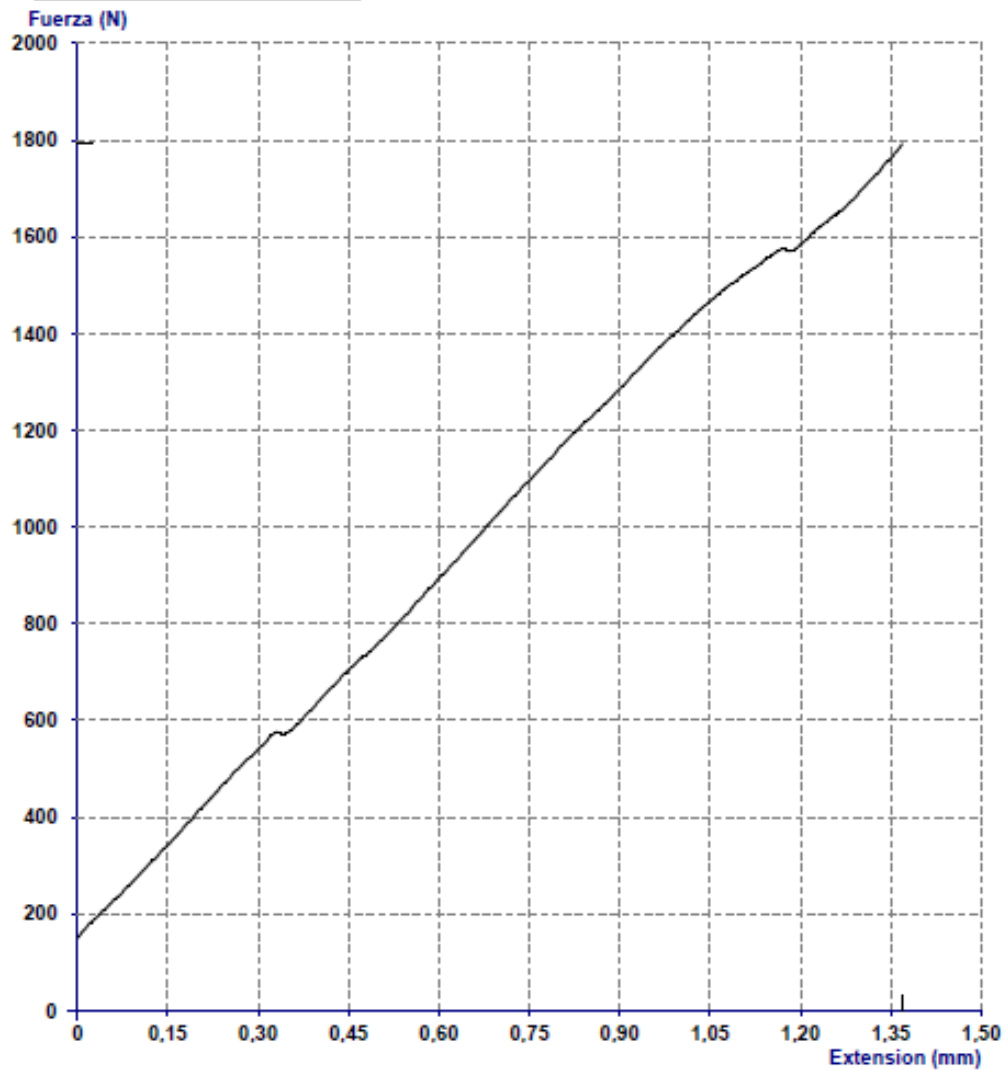
Ensayos dentales 2

Product : *Diente*

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 26 (0.3)	11,00	10,00	-	-	-	-	1792

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 26 (0.3)	16,29	45,65



Lamina oclusal con espesor de 0.3 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1792 N, con una resistencia compresiva de 16.29 MPa y una Longitud de compresión de 1.36 mm.

3.2 Grupo 2. LAMINAS OCLUSALES DE 0.5 mm

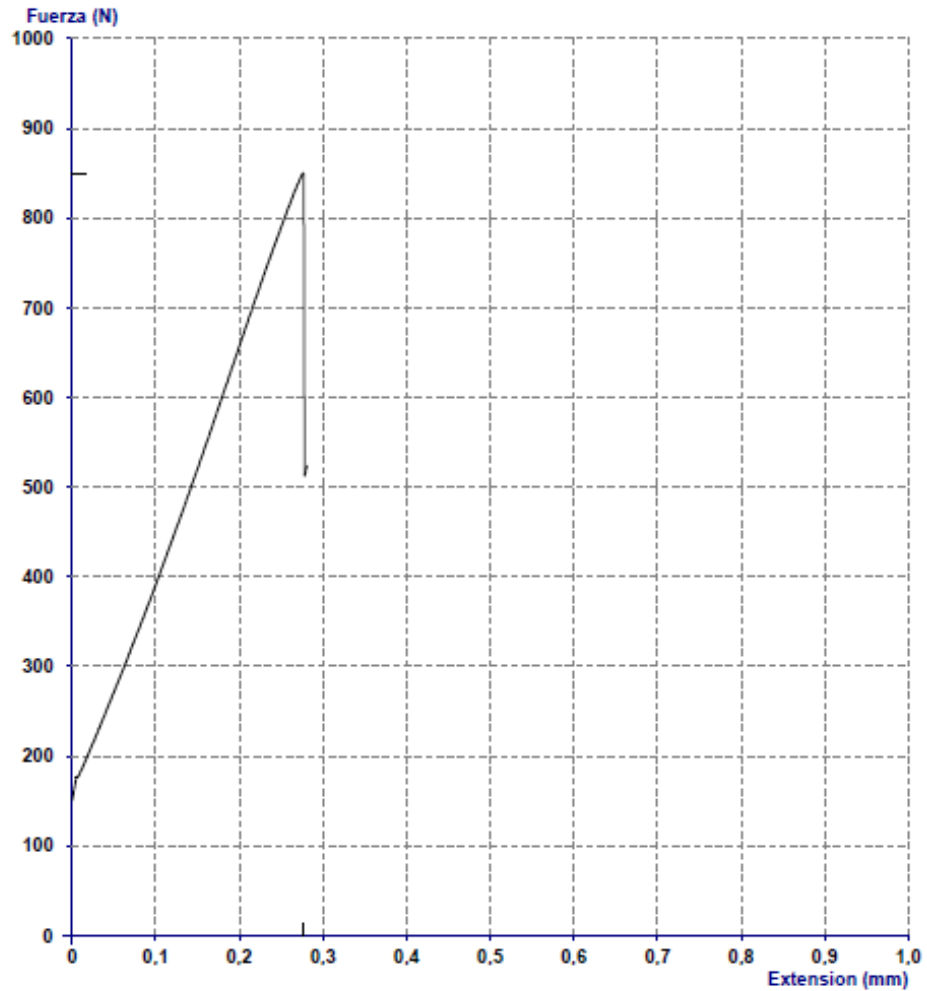
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 50 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 2 (0,5)	11,00	10,00	-	-	-	-	850

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 2 (0,5)	7,73	18,40



Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 850 N, con una resistencia compresiva de 7.73 MPa y una Longitud de compresión de 0.29 mm.

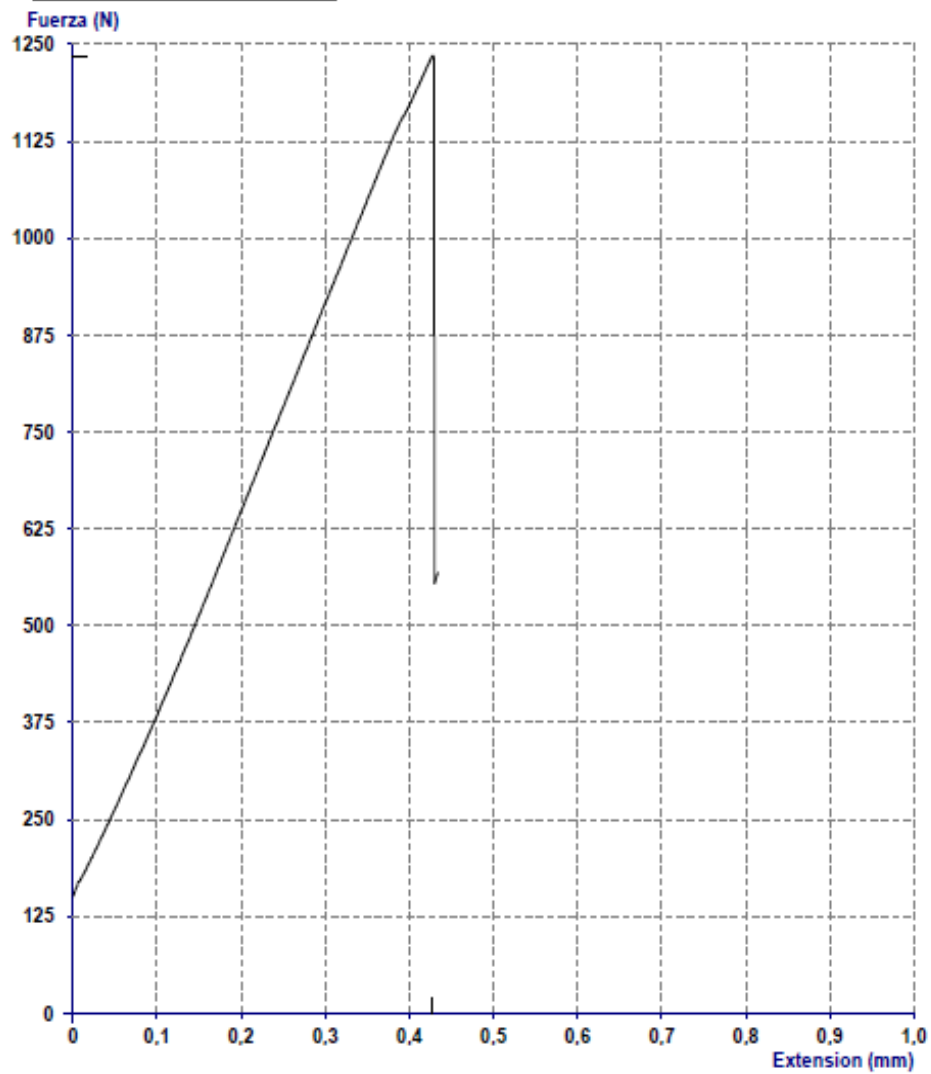
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 10 (0.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1235

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 10 (0.5)	11,23	14,27



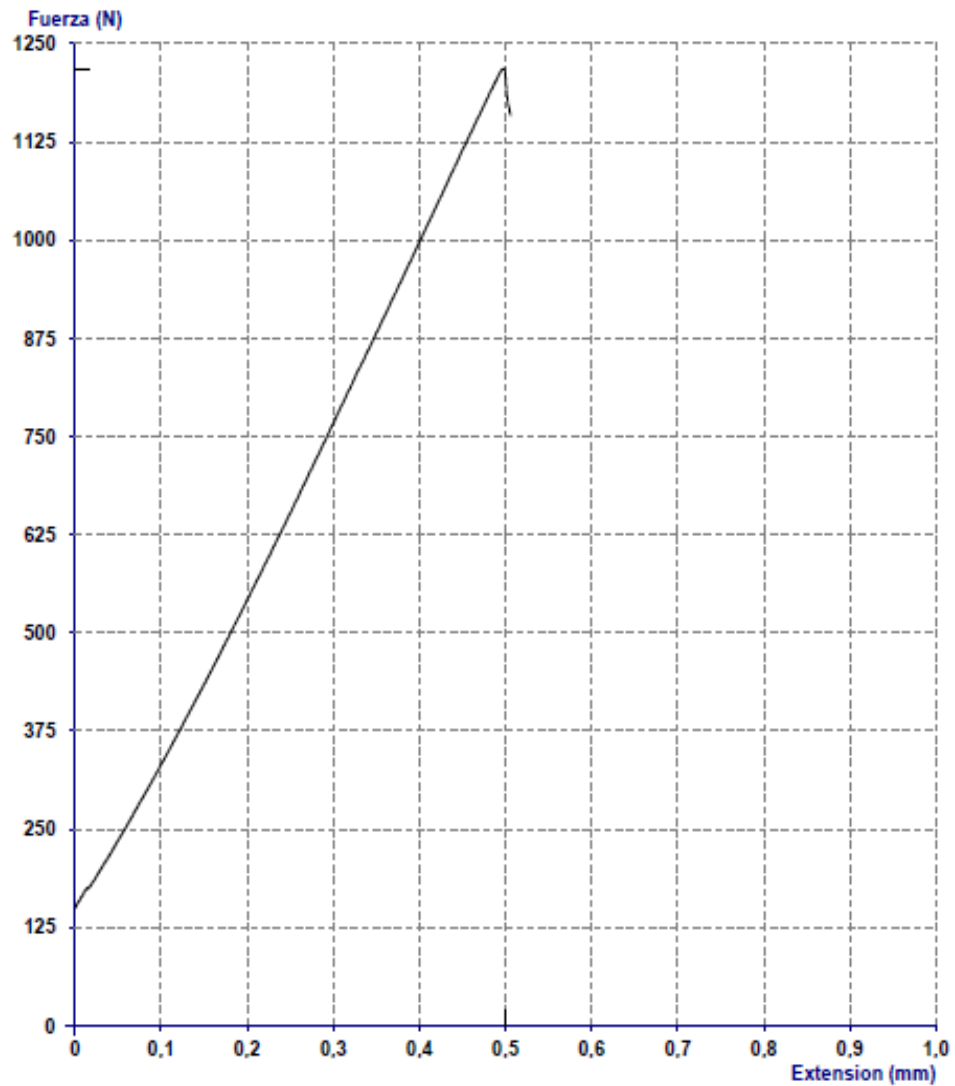
Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1235 N, con una resistencia compresiva de 11.23 MPa y una Longitud de compresión de 0.43 mm.

Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 11 (0.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1218
Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %					
Prueba 11 (0.5)	11,08	16,63					



Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1218 N, con una resistencia compresiva de 11.08 MPa y una Longitud de compresión de 0.5 mm.

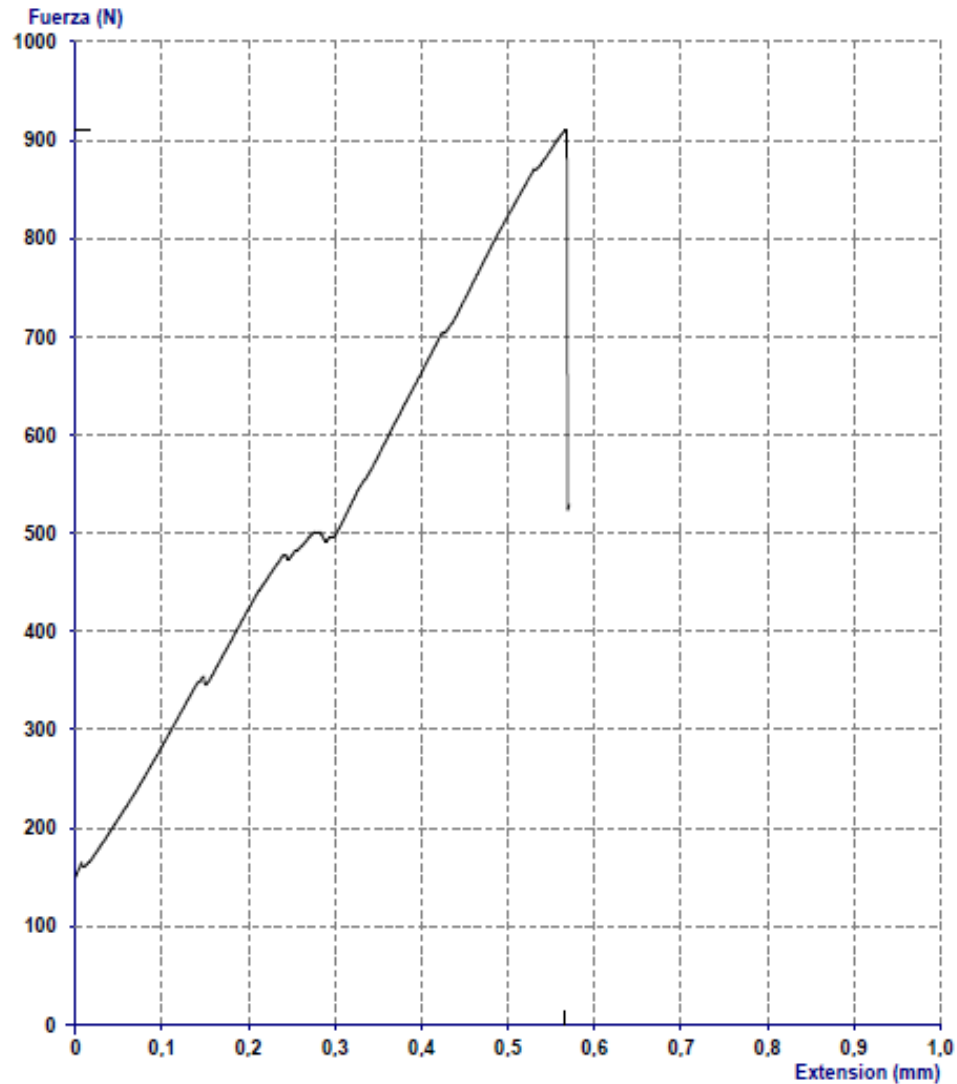
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 12 (0.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	909

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 12 (0.5)	8,27	19,87



Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 909 N, con una resistencia compresiva de 8.27 MPa y una Longitud de compresión de 0.57 mm.

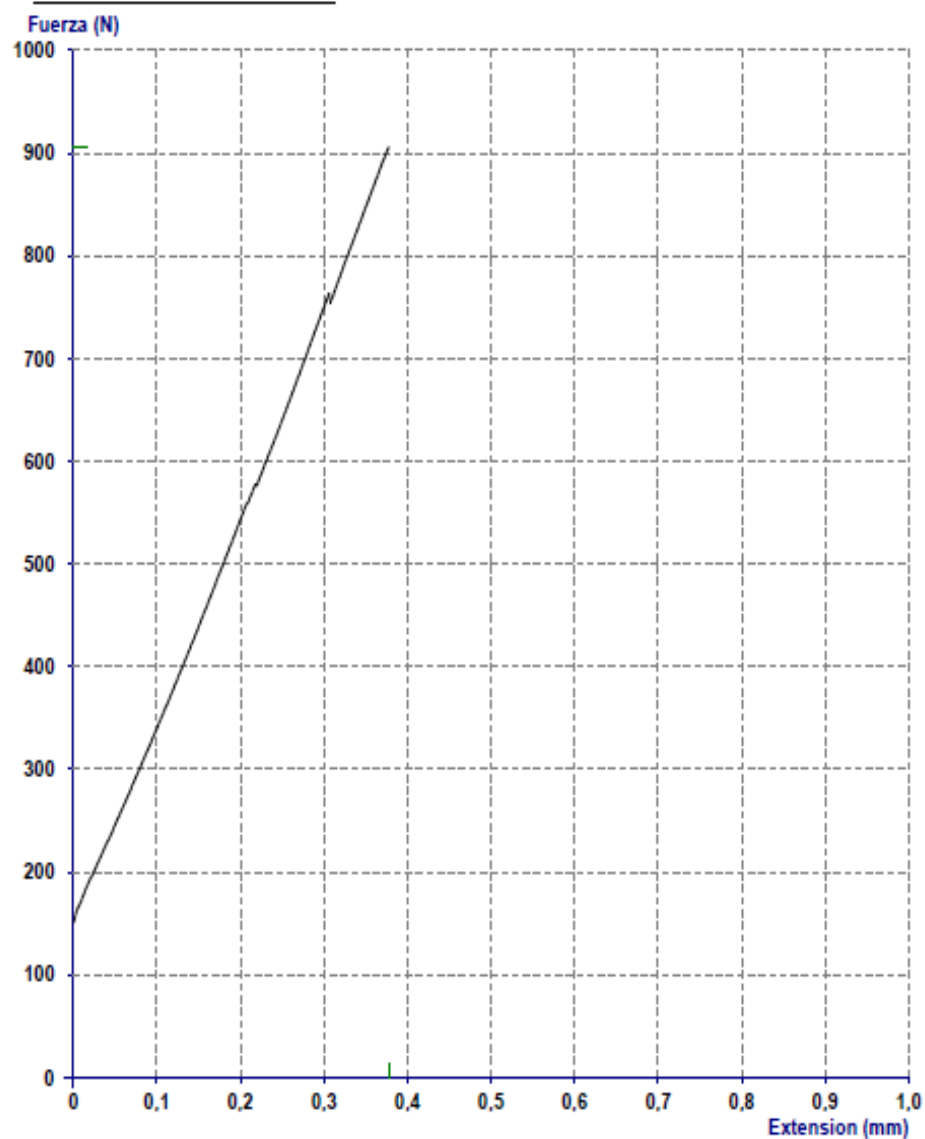
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 13 (0.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	905

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 13 (0.5)	8,23	12,60



Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 905 N, con una resistencia compresiva de 8.23 MPa y una Longitud de compresión de 0.38 mm.

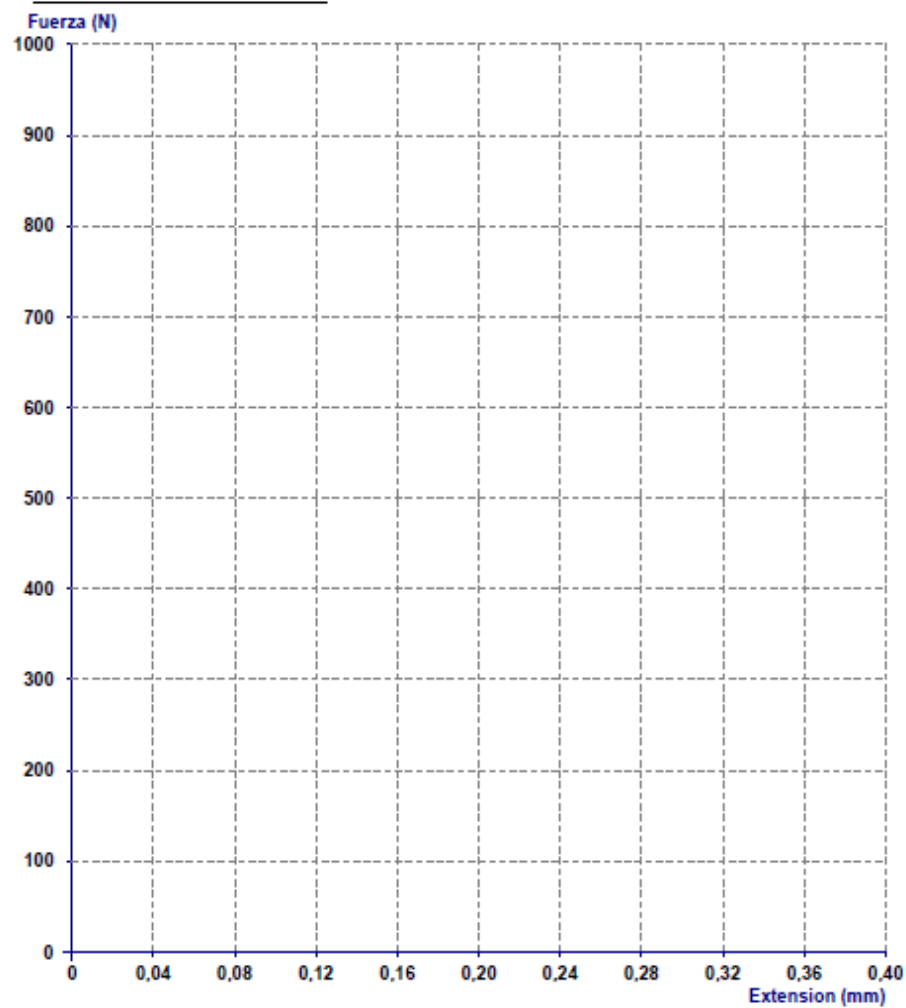
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 50 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 16 (0.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	800

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 16 (0.5)	7,27	13,07



Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 800N, con una resistencia compresiva de 7.27 MPa y una Longitud de compresión de 0.27 mm.

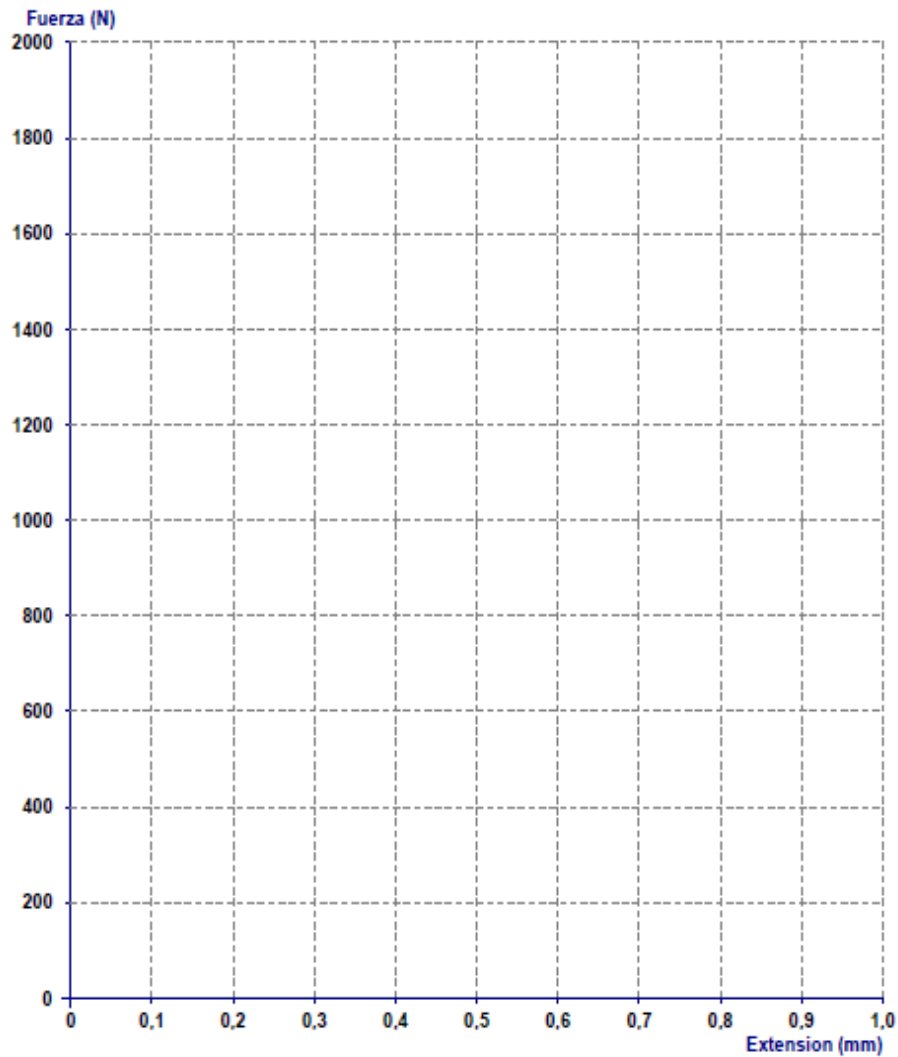
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 17 (0.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1585

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 17 (0.5)	14,41	23,53



Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1585N, con una resistencia compresiva de 14.41 MPa y una Longitud de compresión de 0.72 mm.

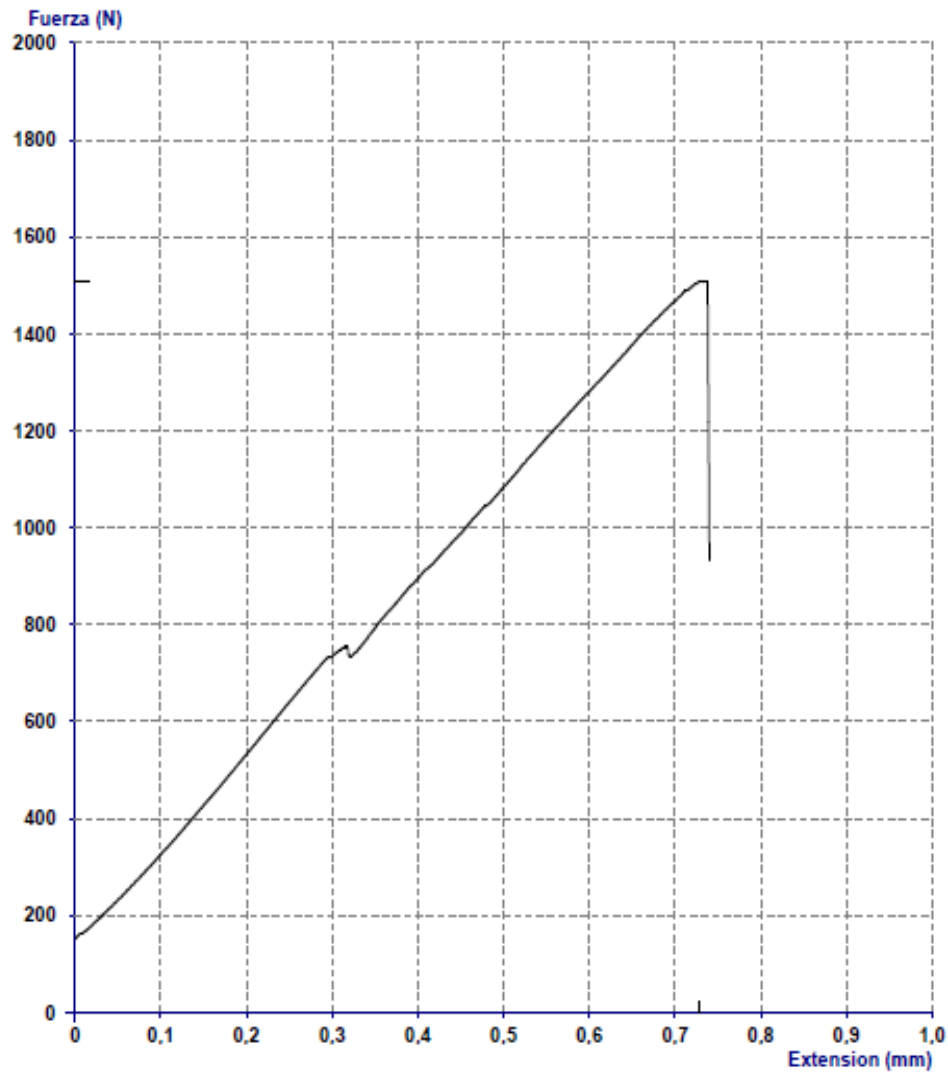
Ensayos dentales 2

Product : *Diente*

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 19 (0.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1508

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 19 (0.5)	13,71	24,30



Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1508 N, con una resistencia compresiva de 13.71 MPa y una Longitud de compresión de 0.73 mm.

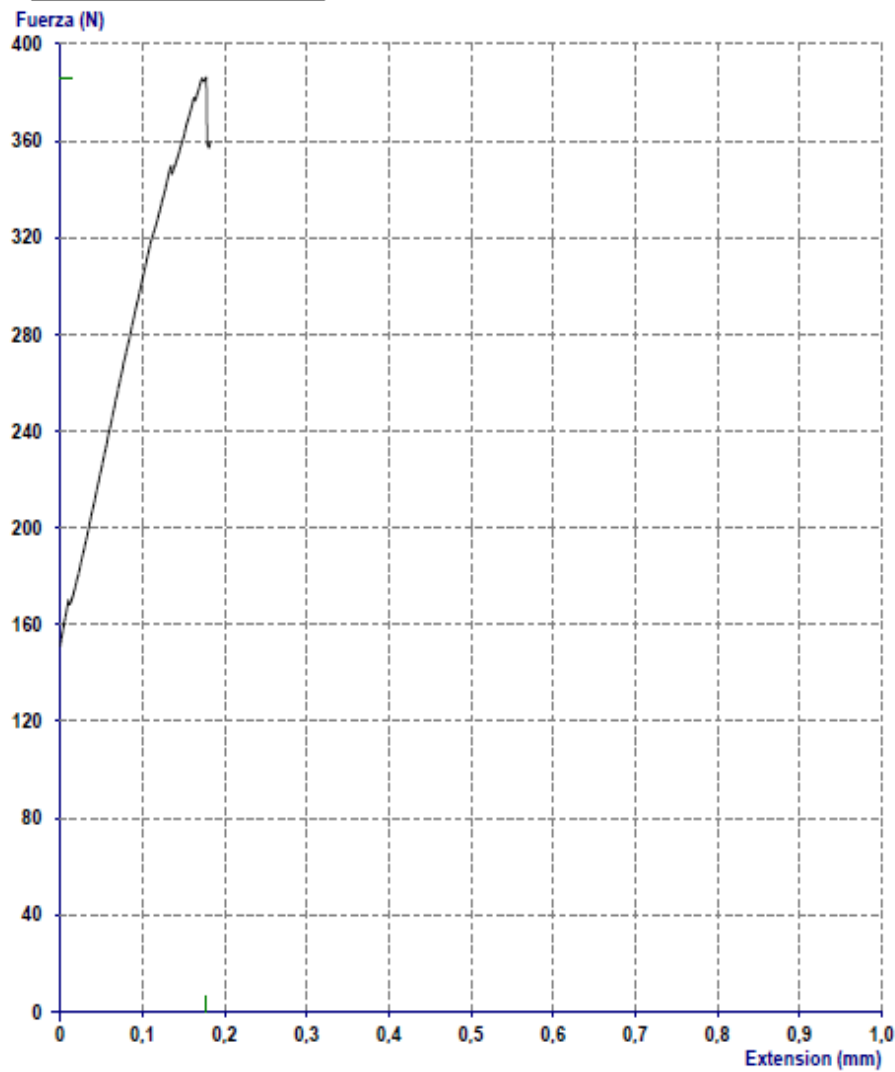
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
2	11,00	10,00	-	-	-	-	386,2

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
2	3,511	5,933



Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 386.2 N, con una resistencia compresiva de 3.511 MPa y una Longitud de compresión de 0.18 mm.

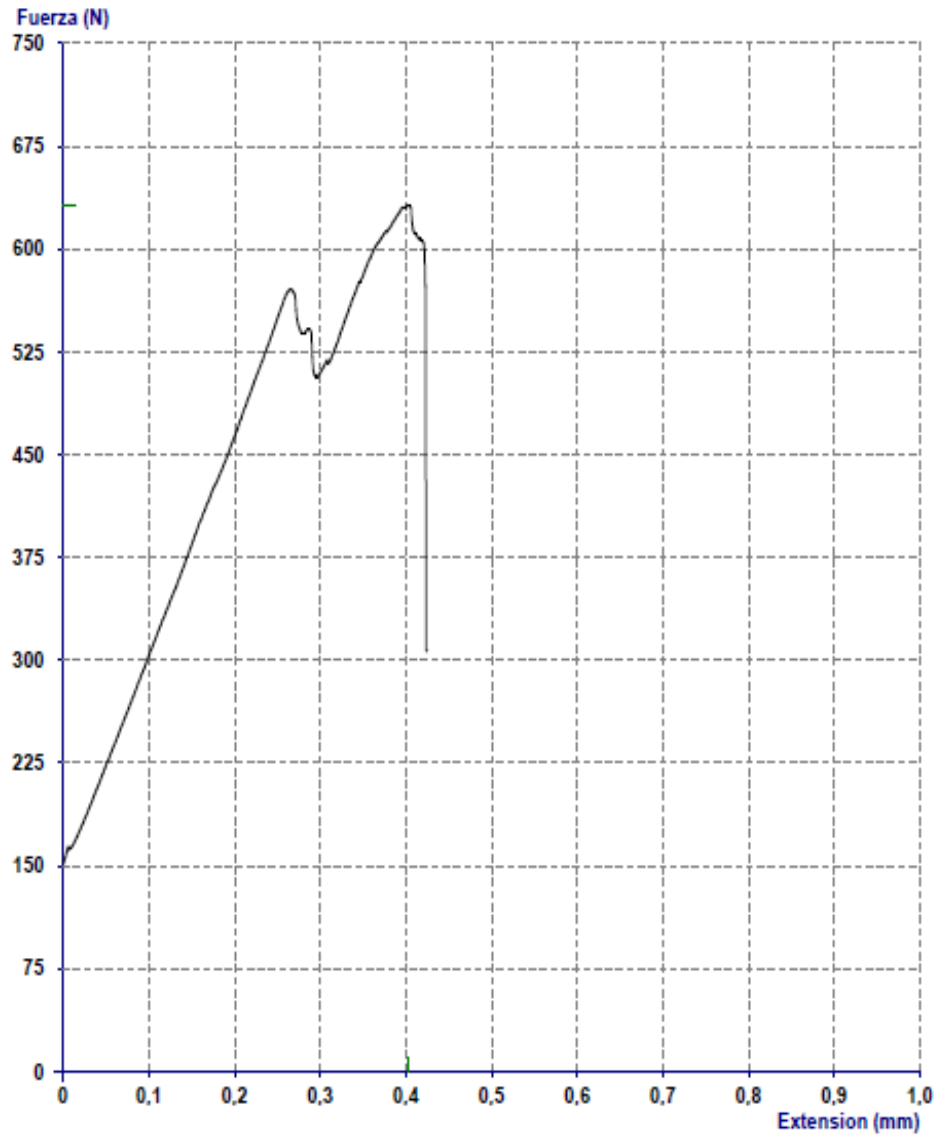
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 15 (0.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	632

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 15 (0.5)	5,74	13,40



Lamina oclusal con espesor de 0.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 632N, con una resistencia compresiva de 5.74 MPa y una Longitud de compresión de 0.42 mm.

GRUPO III. LAMINAS DE DISILICATO DE 1.0 mm

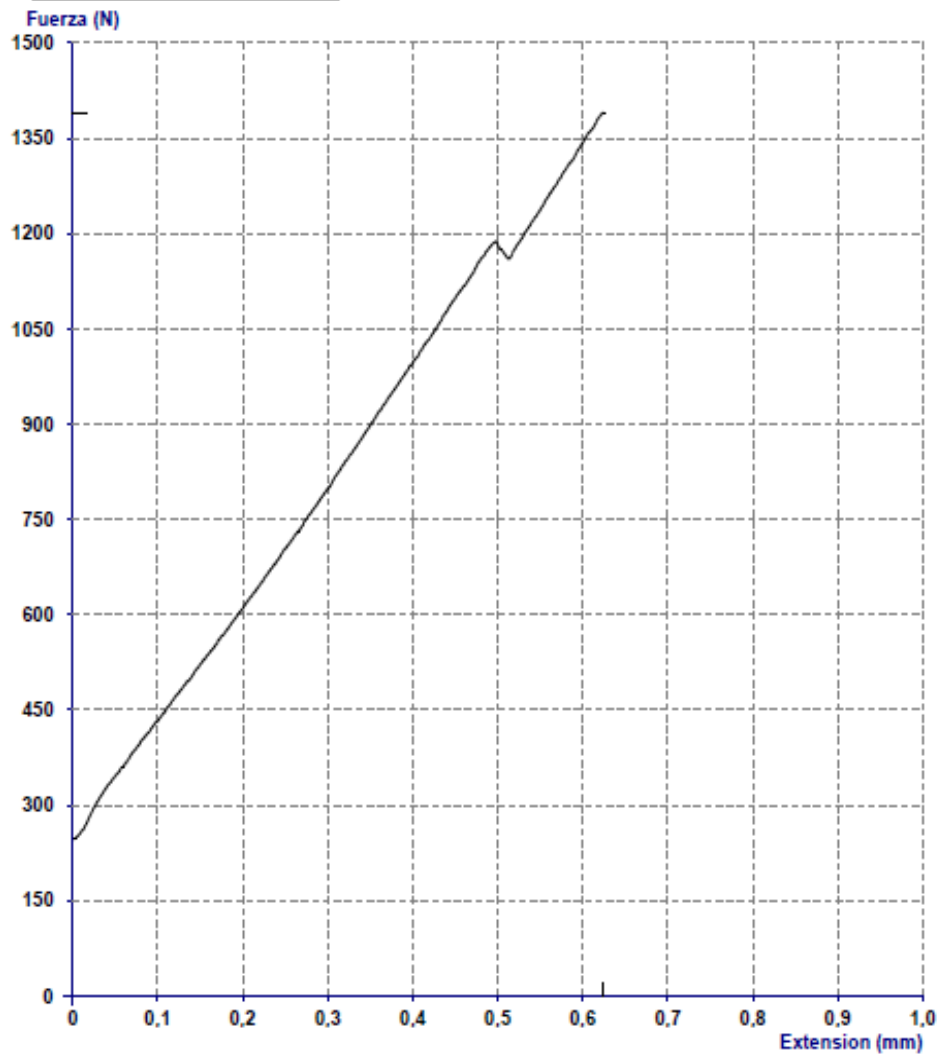
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
1 (1.0)	11,00	10,00	-	-	-	-	1391

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
1 (1.0)	12,64	41,60



Lamina oclusal con espesor de 1.0 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1391N, con una resistencia compresiva de 12.64 MPa y una Longitud de compresión de 0.62 mm.

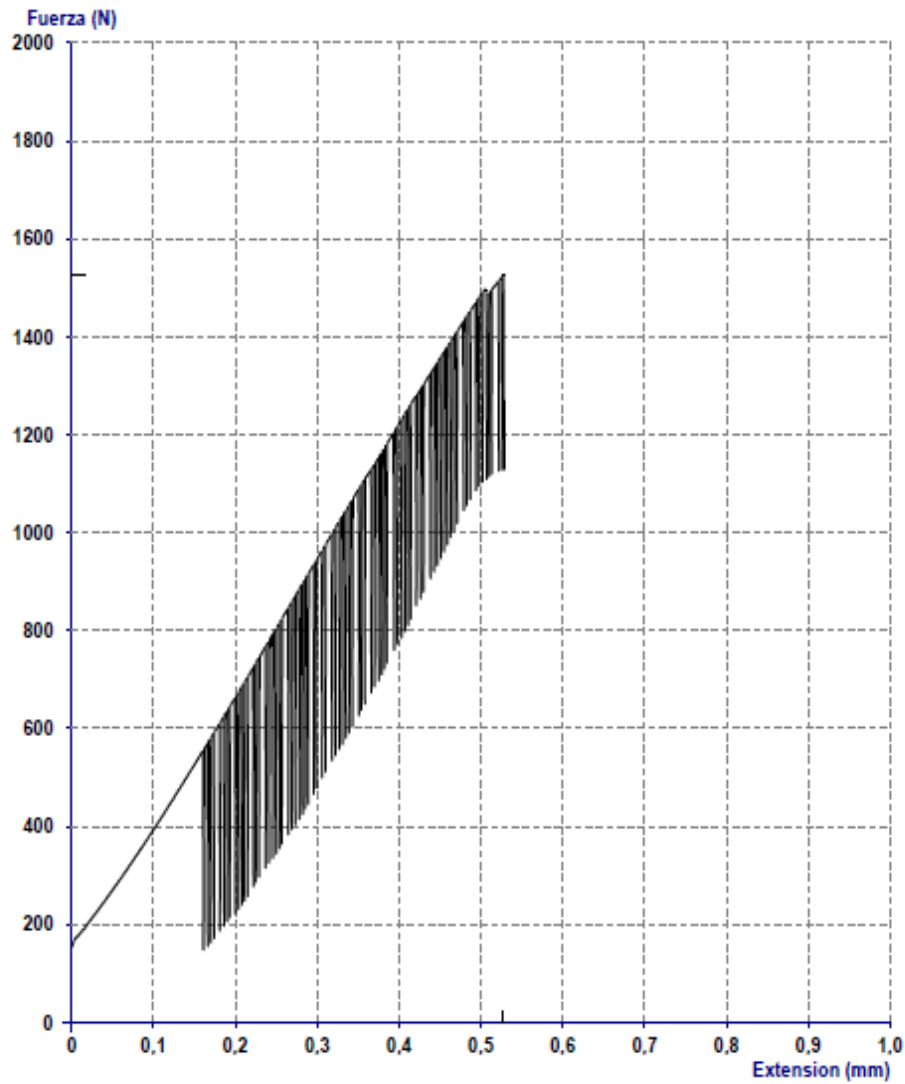
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
1	11,00	10,00	-	-	-	-	1524

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
1	13,85	52,7



Lamina oclusal con espesor de 1.0 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1524N, con una resistencia compresiva de 13.85 MPa y una Longitud de compresión de 0.53 mm.

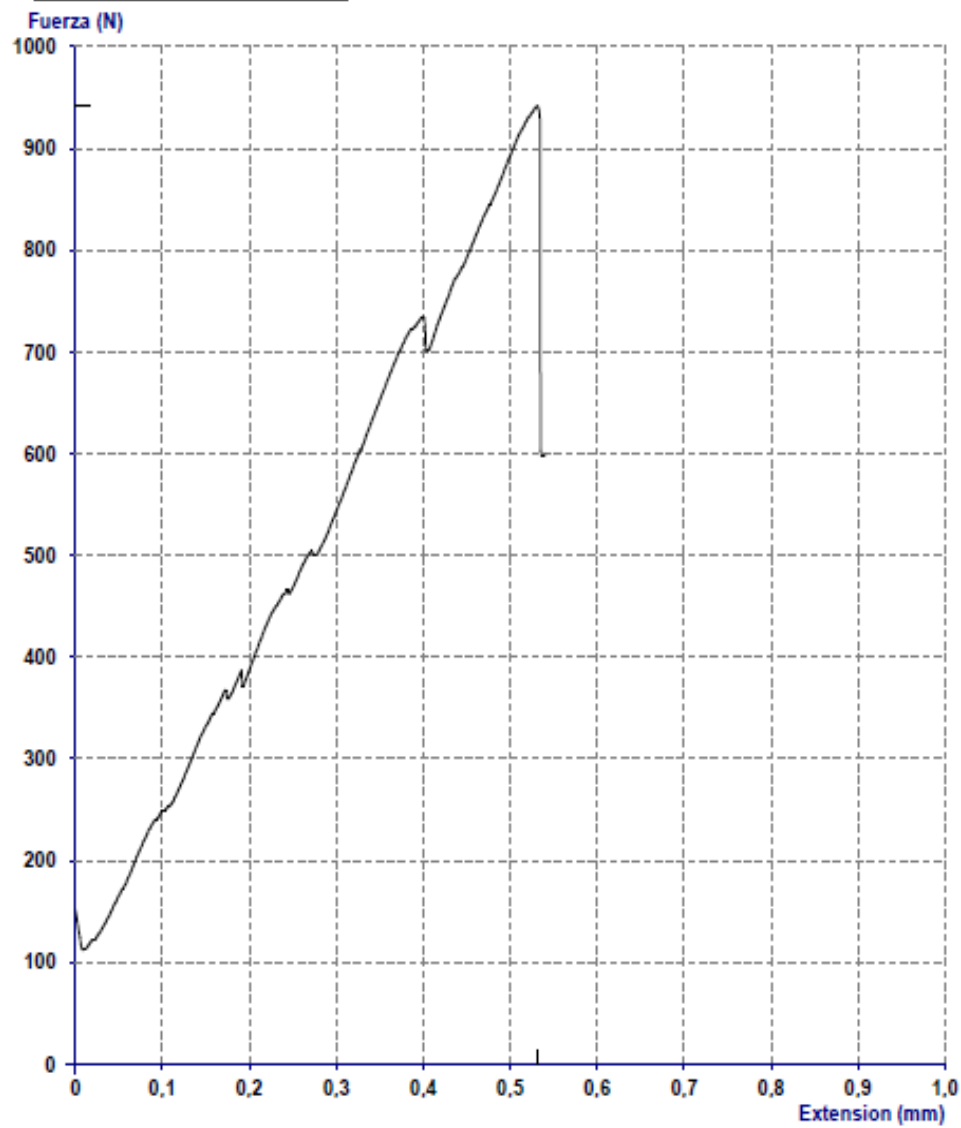
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 4 (1.0m)	11,00	10,00	-	-	-	-	942

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 4 (1.0m)	8,56	17,70



Lamina oclusal con espesor de 1.0 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 942 N, con una resistencia compresiva de 8.56 MPa y una Longitud de compresión de 0.52 mm.

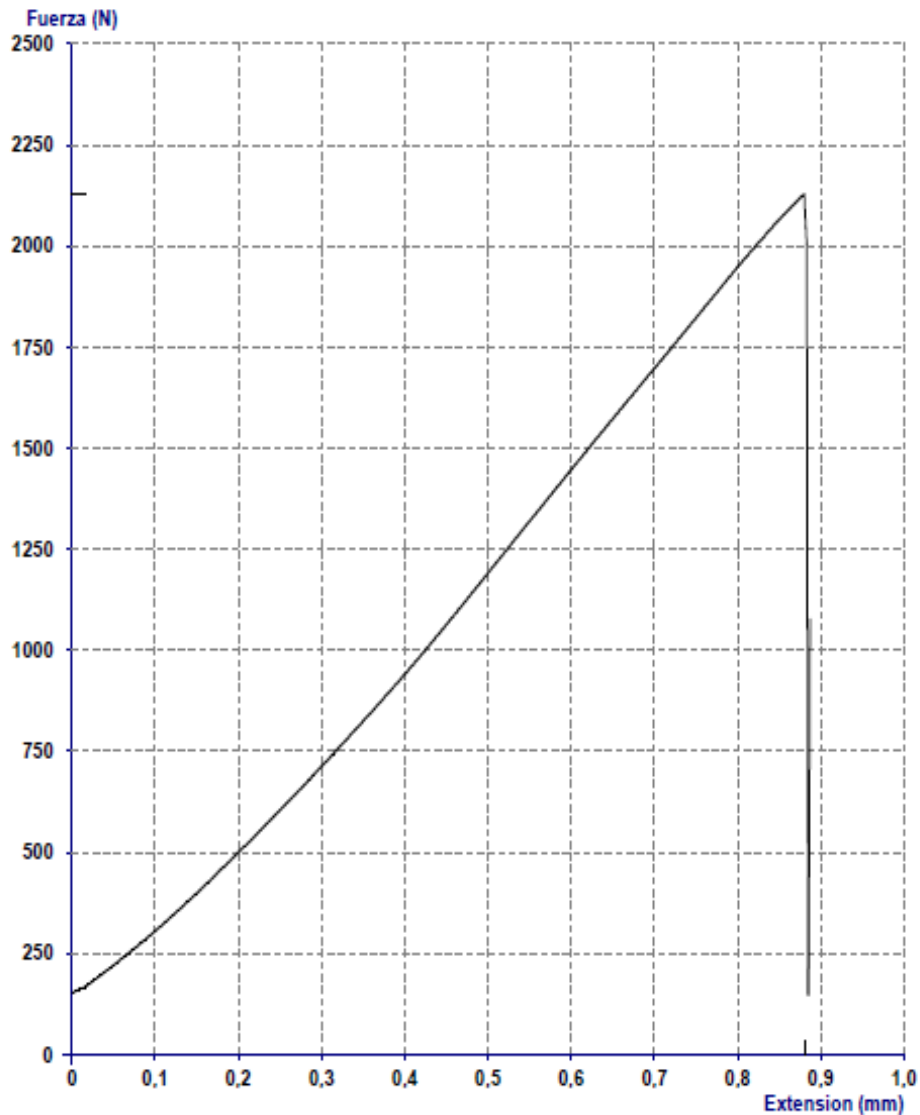
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 5 (1.0)	11,00	10,00	-	-	-	-	2127

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 5 (1.0)	19,34	29,33



Lamina oclusal con espesor de 1.0 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 2127 N, con una resistencia compresiva de 19.34 MPa y una Longitud de compresión de 0.87 mm.

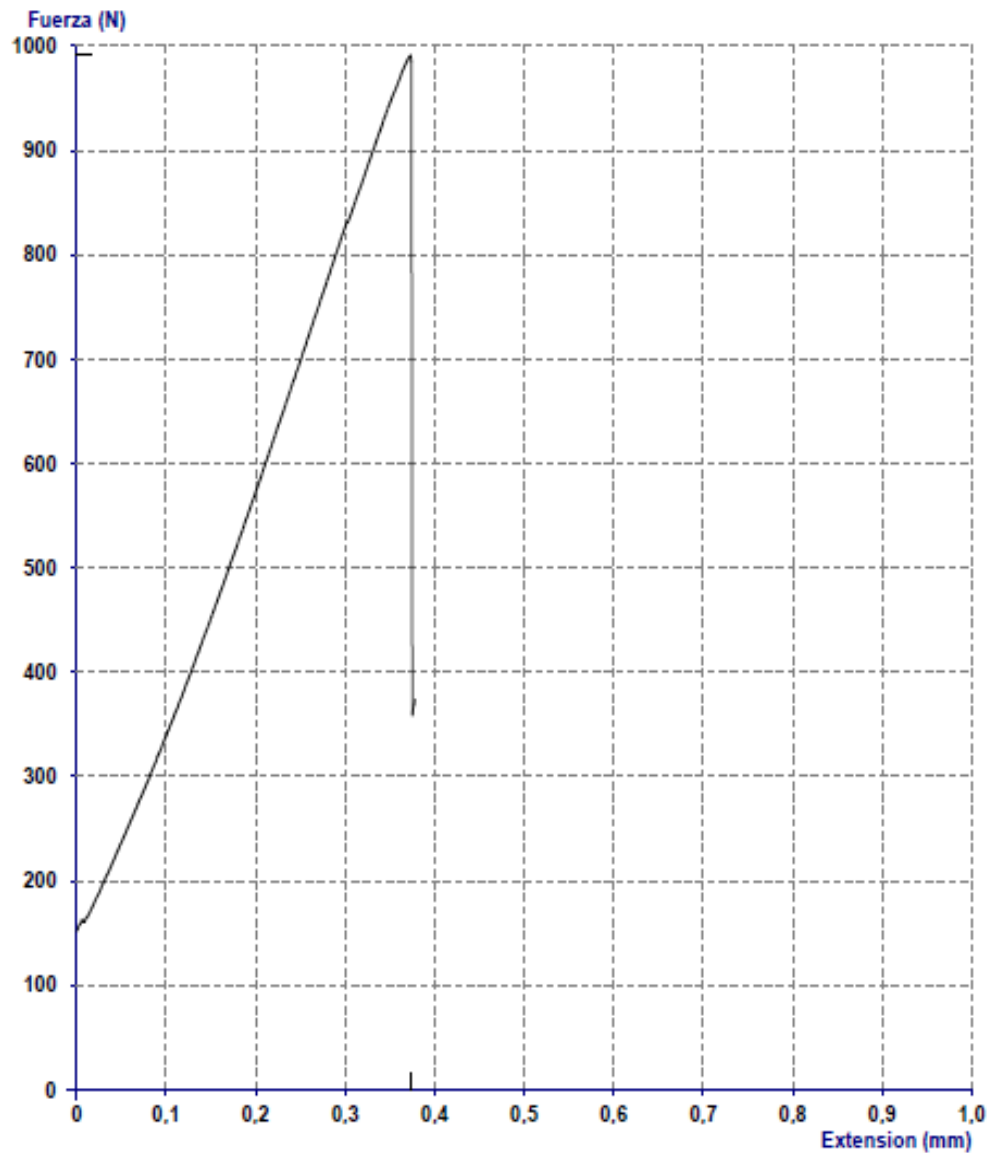
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 6 (1.0)	11,00	10,00	-	-	-	-	991

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 6 (1.0)	9,01	12,43



Lamina oclusal con espesor de 1.0 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 991 N, con una resistencia compresiva de 9.01 MPa y una Longitud de compresión de 0.37 mm.

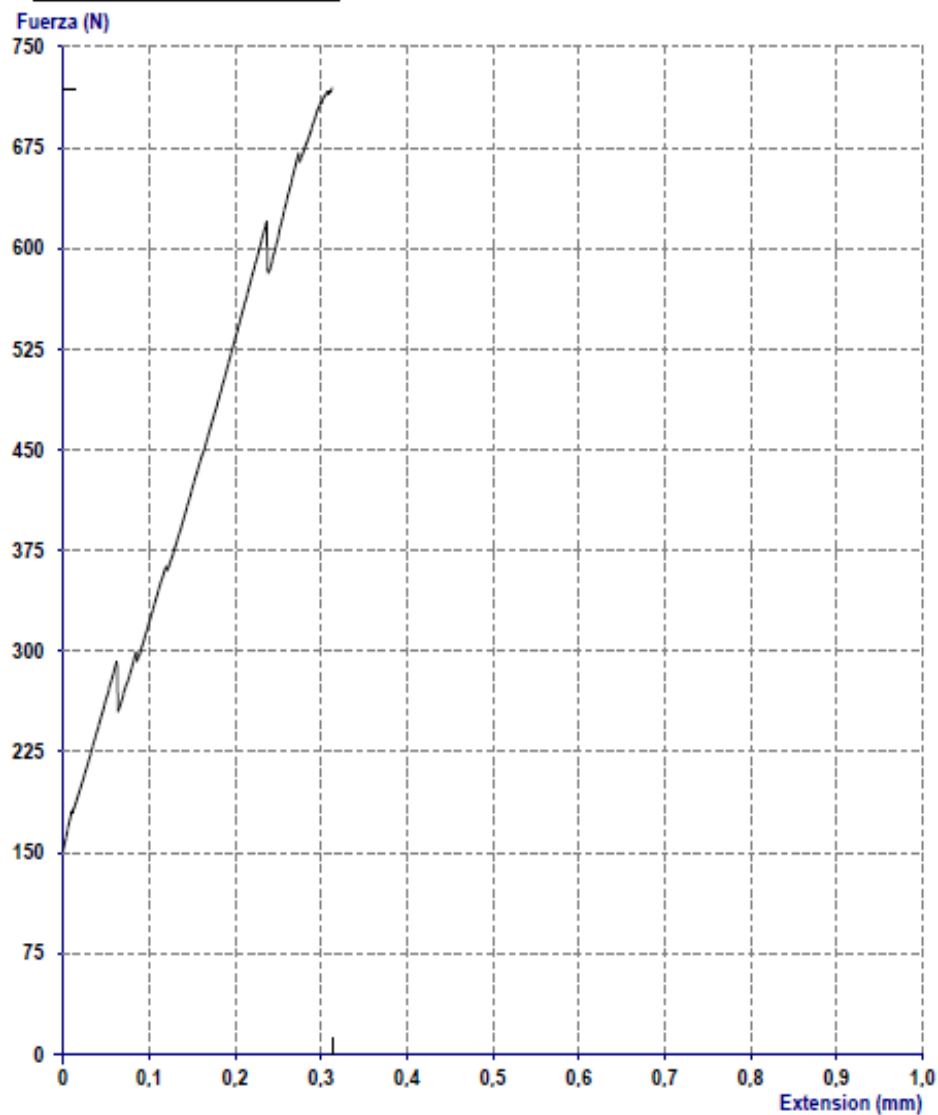
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 7 (1.0)	11,00	10,00	-	-	-	-	719

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 7 (1.0)	6,54	10,43



Lamina oclusal con espesor de 1.0 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 719 N, con una resistencia compresiva de 6.54 MPa y una Longitud de compresión de 0.31 mm.

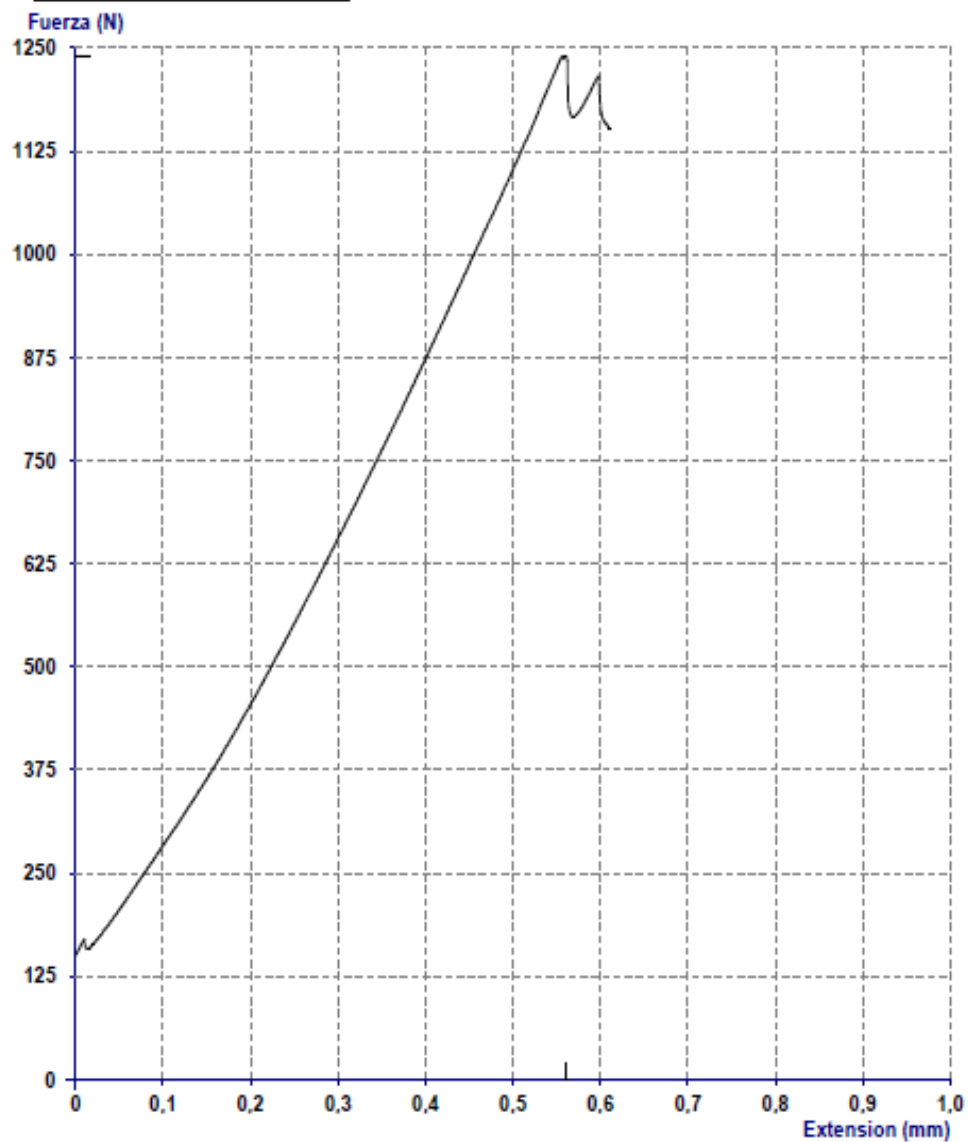
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 50 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 8 (1.0)	11,00	10,00	-	-	-	-	1240

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 8 (1.0)	11,28	18,70



Lamina oclusal con espesor de 1.0 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1240N, con una resistencia compresiva de 11.28 MPa y una Longitud de compresión de 0.56 mm.

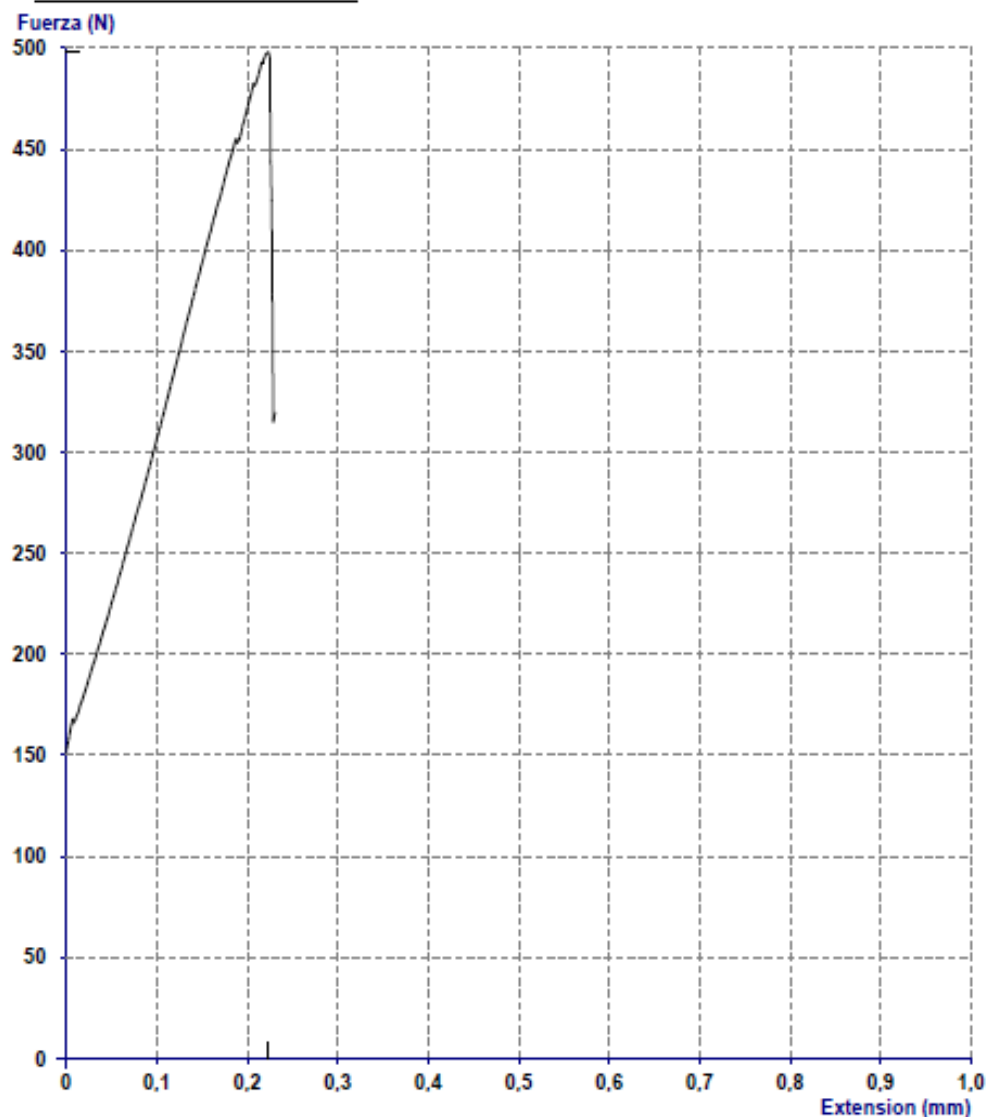
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 9 (1.0)	11,00	10,00	-	-	-	-	497,8

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 9 (1.0)	4,526	7,43



Lamina oclusal con espesor de 1.0 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 497.8 N, con una resistencia compresiva de 4.526 MPa y una Longitud de compresión de 0.23 mm.

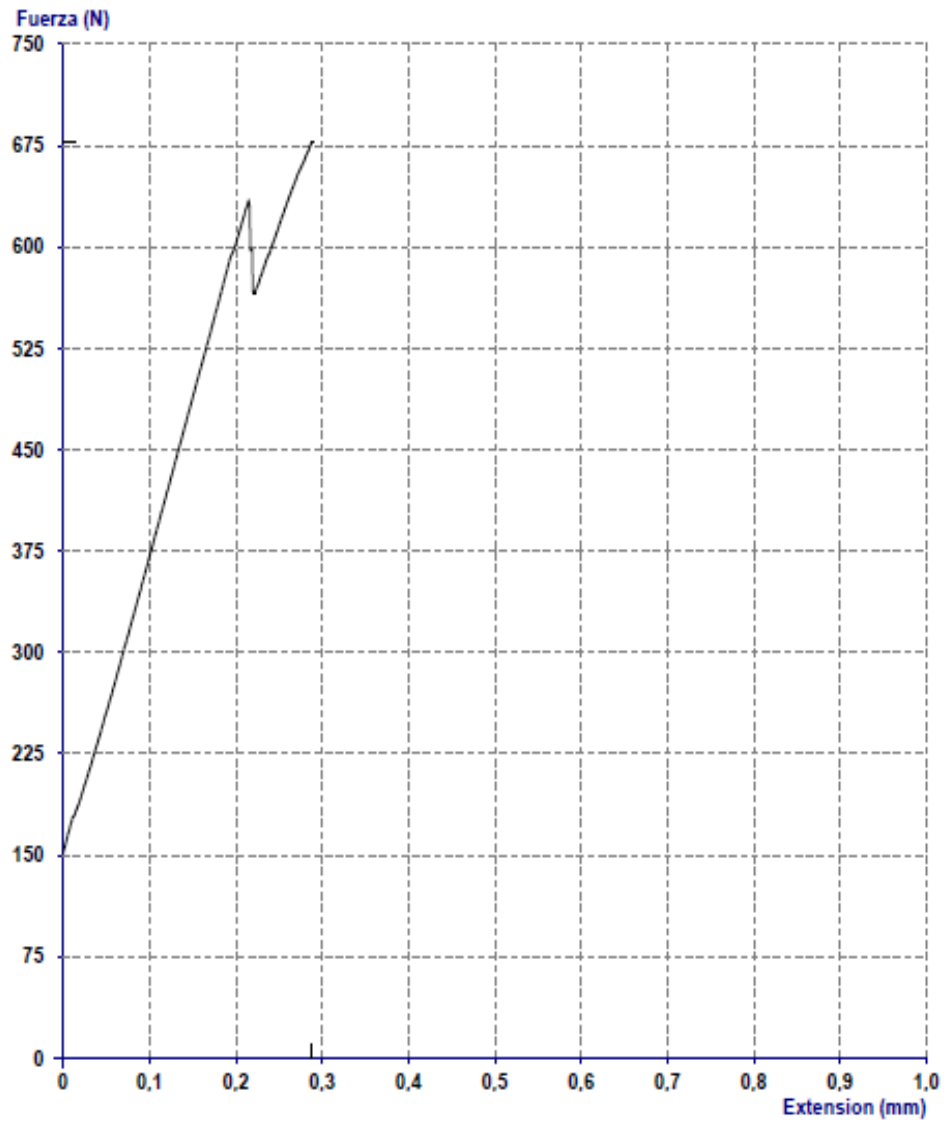
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 18 (1.0)	11,00	10,00	-	-	-	-	677

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 18 (1.0)	6,15	9,60



Lamina oclusal con espesor de 1.0 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 677 N, con una resistencia compresiva de 6.15 MPa y una Longitud de compresión de 0.29 mm.

3.3 GRUPO IV. LAMINAS EN DISILICATO DE 1.5 mm

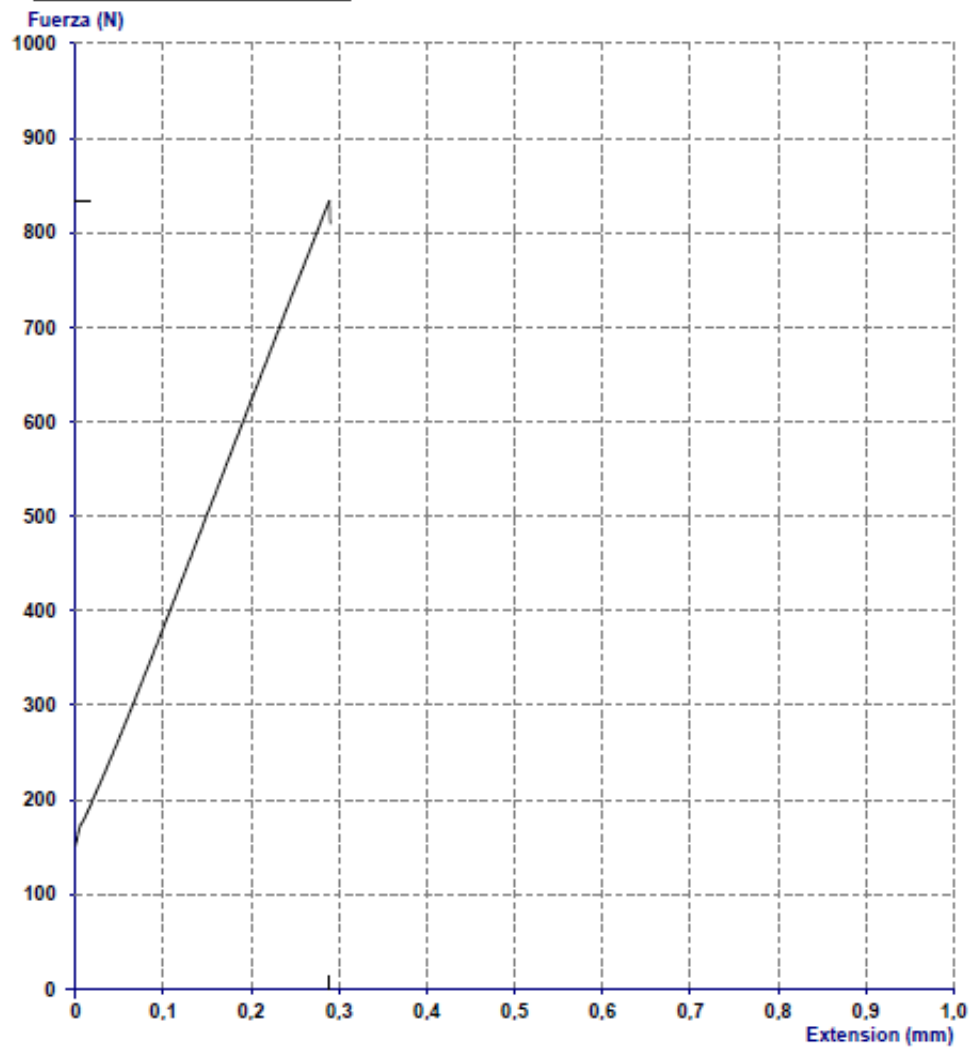
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 50 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 28 (1.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	834

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 28 (1.5)	7,58	9,63



Lamina oclusal con espesor de 1.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 834 N, con una resistencia compresiva de 7.58 MPa y una Longitud de compresión de 0.29 mm.

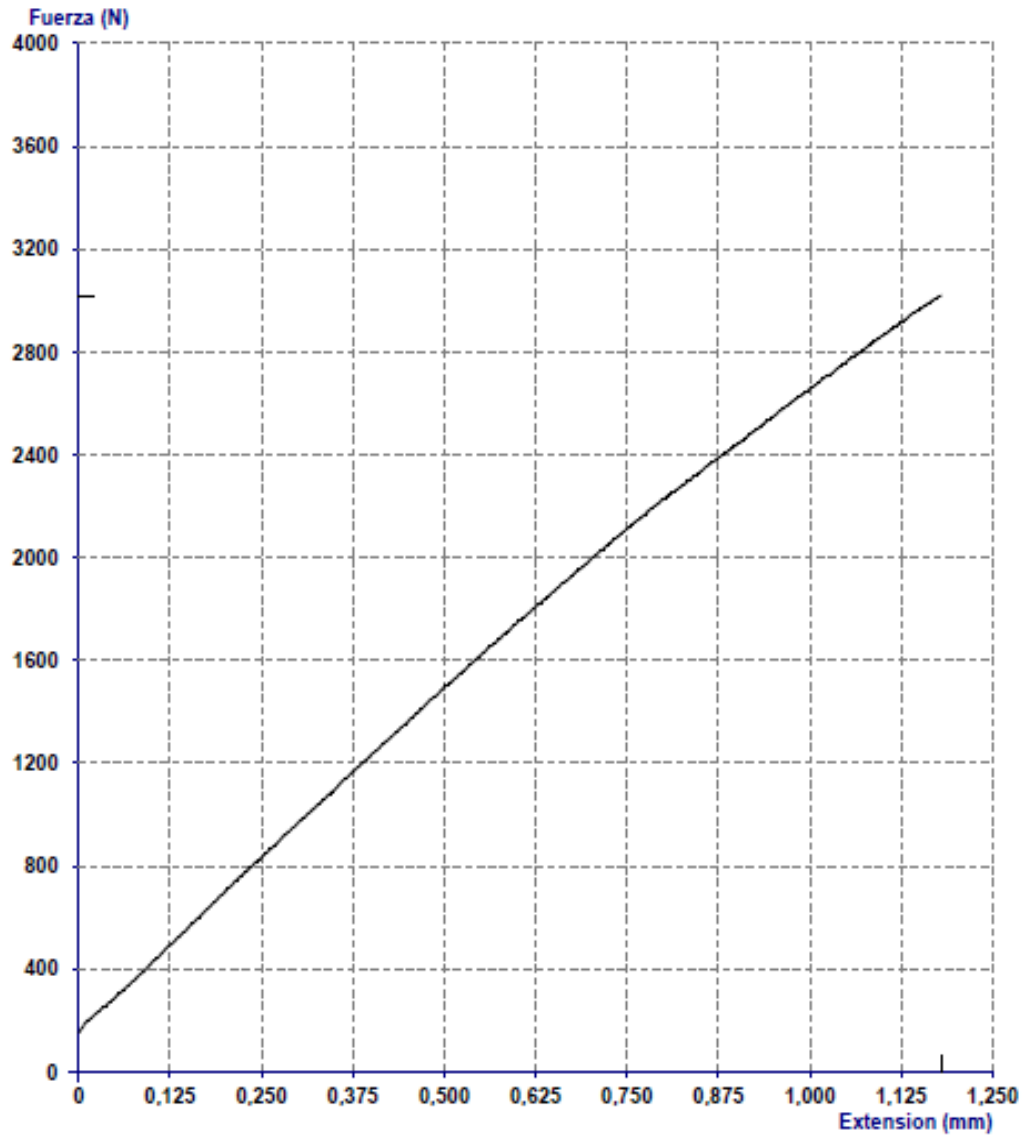
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 27 (0.3)	11,00	10,00	-	-	-	-	3020

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 27 (0.3)	27,45	39,33



Lamina oclusal con espesor de 1.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 3020N, con una resistencia compresiva de 27.45 MPa y una Longitud de compresión de 1.128 mm.

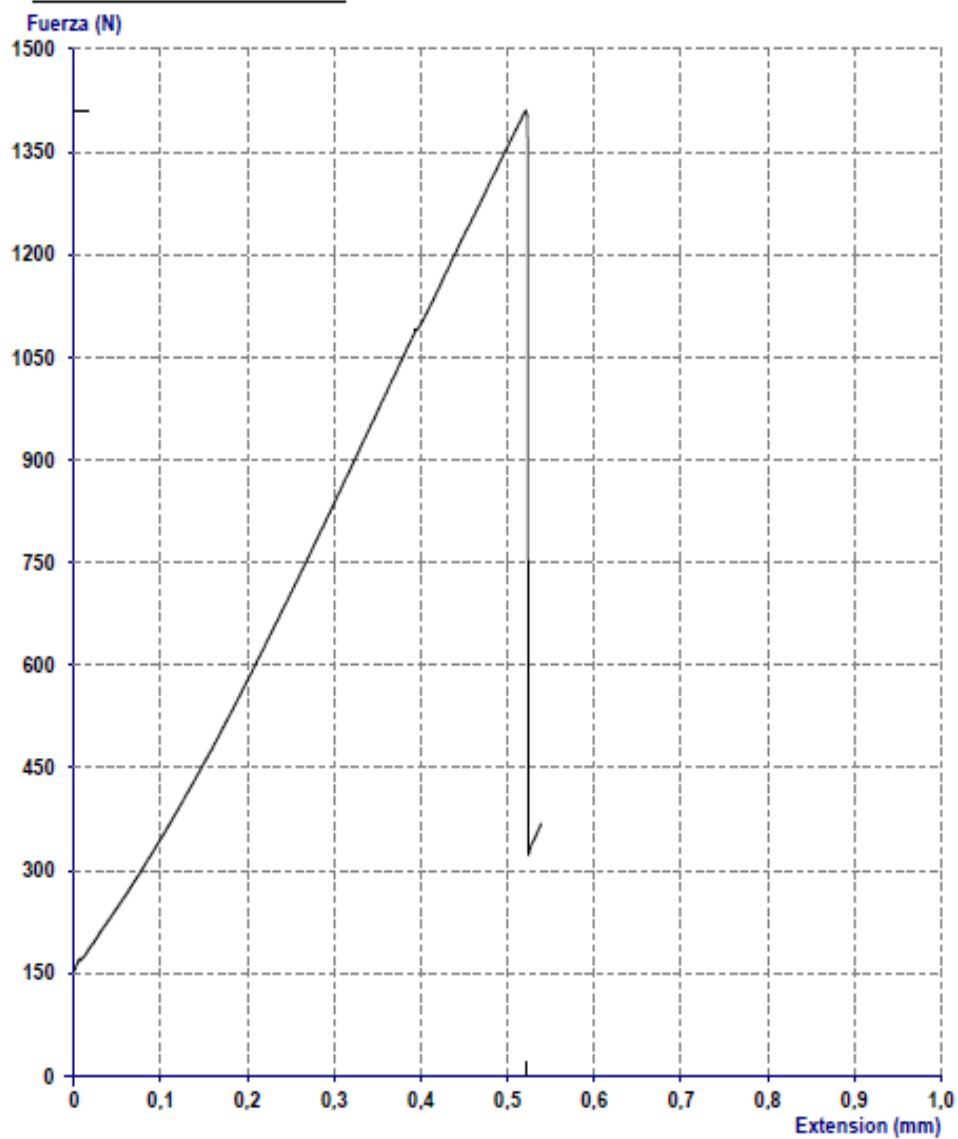
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 29 (1.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1411

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 29 (1.5)	12,82	17,37



Lamina oclusal con espesor de 1.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1411N, con una resistencia compresiva de 12.82 MPa y una Longitud de compresión de 0.52 mm.

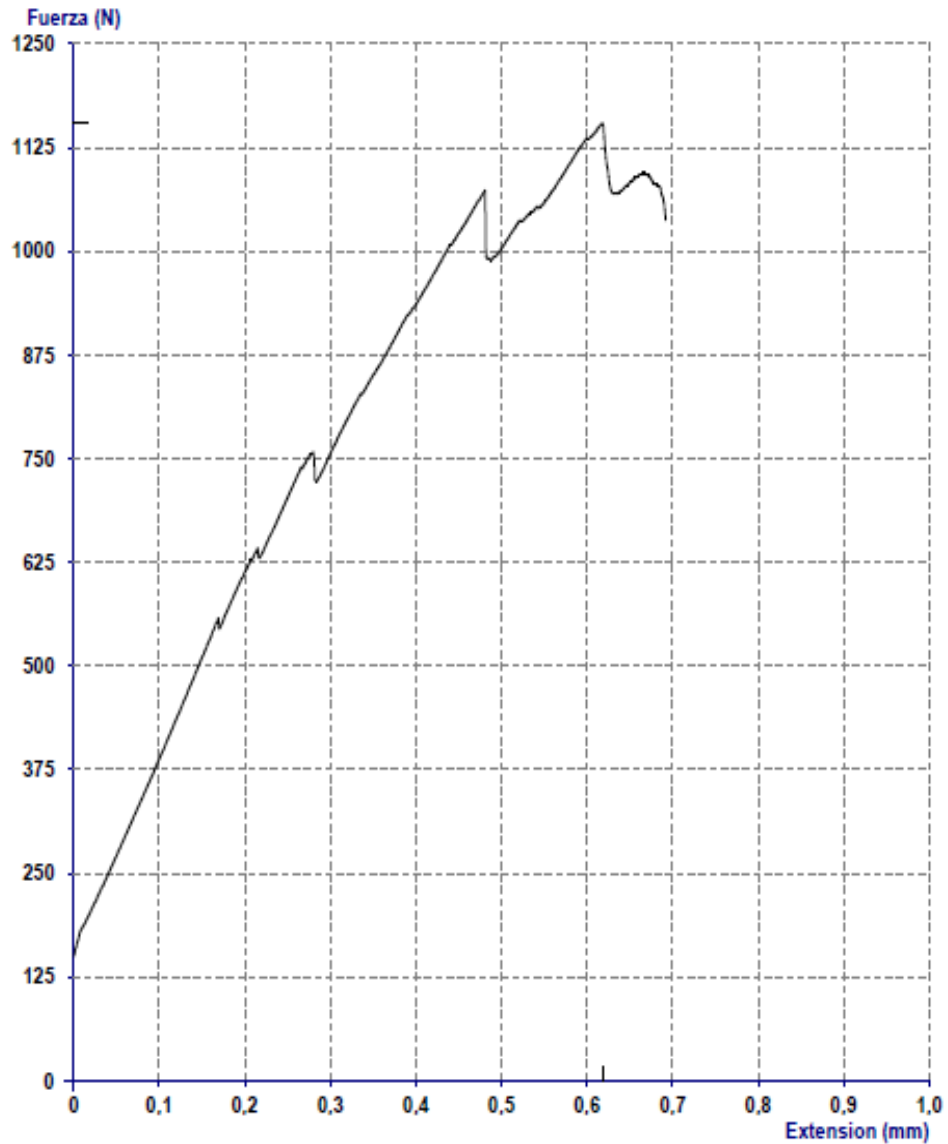
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 29 (1.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1154

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 29 (1.5)	10,49	20,60



Lamina oclusal con espesor de 1.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1154N, con una resistencia compresiva de 10.49 MPa y una Longitud de compresión de 0.69 mm.

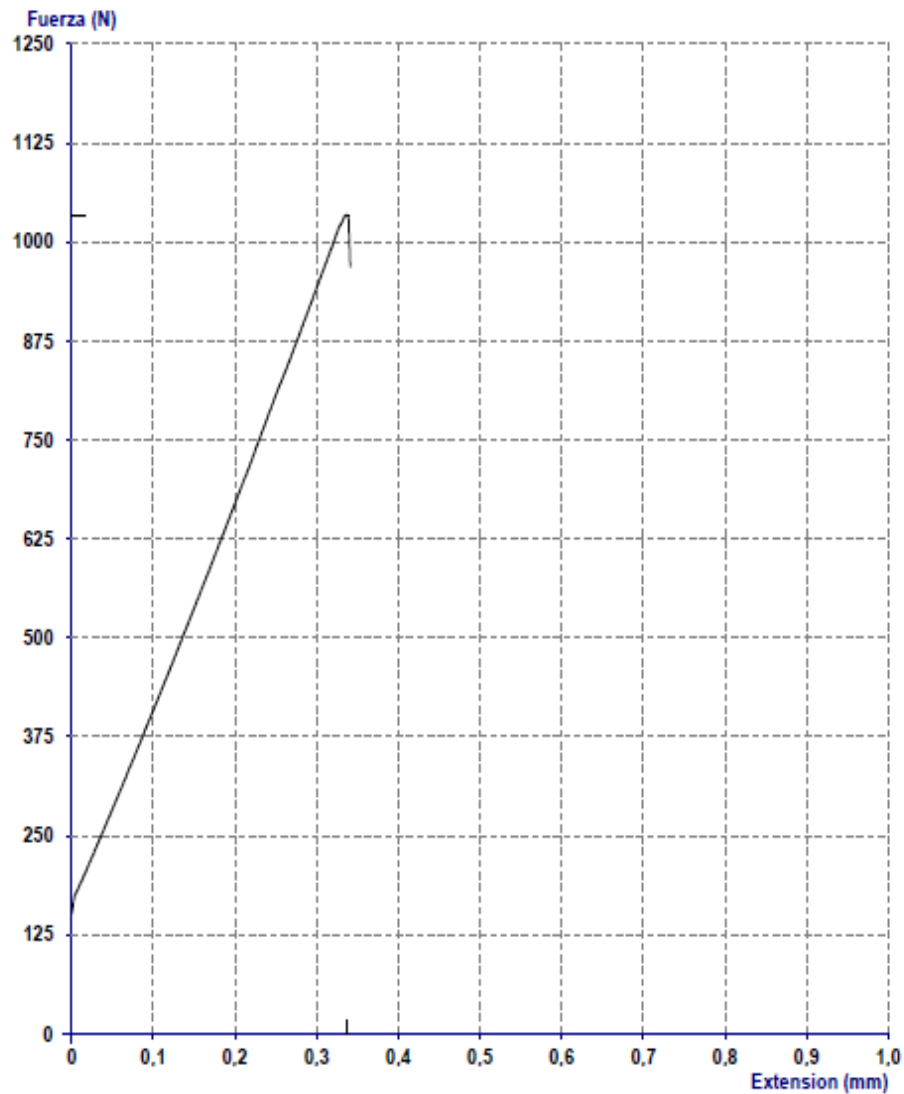
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 31 (1.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1034

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 31 (1.5)	9,40	11,20



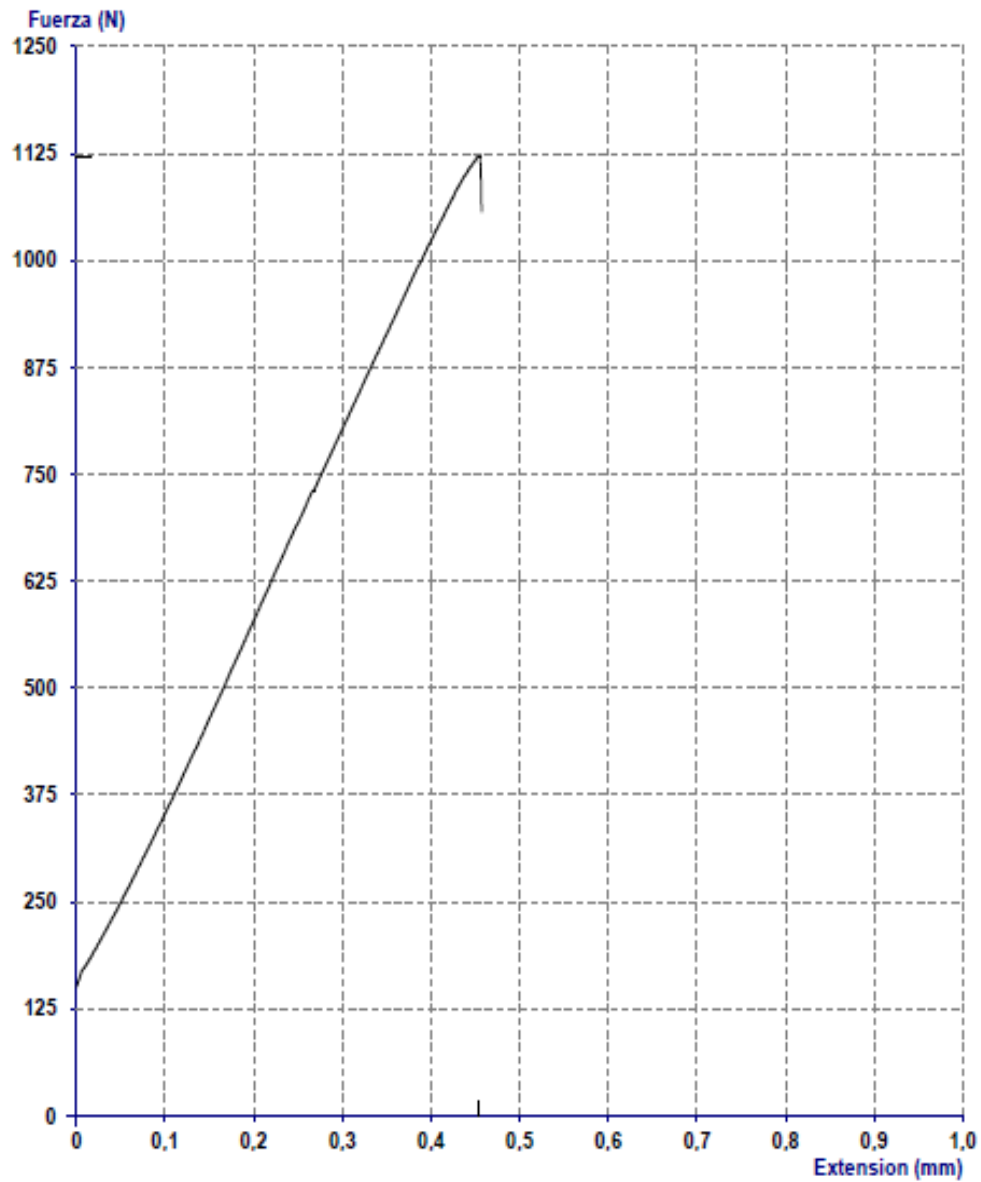
Lamina oclusal con espesor de 1.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1034N, con una resistencia compresiva de 9.40 MPa y una Longitud de compresión de 0.34mm.

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 32 (1.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1121

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 32 (1.5)	10,19	15,10



Lamina oclusal con espesor de 1.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1121N, con una resistencia compresiva de 10.19 MPa y una Longitud de compresión de 0.45 mm.

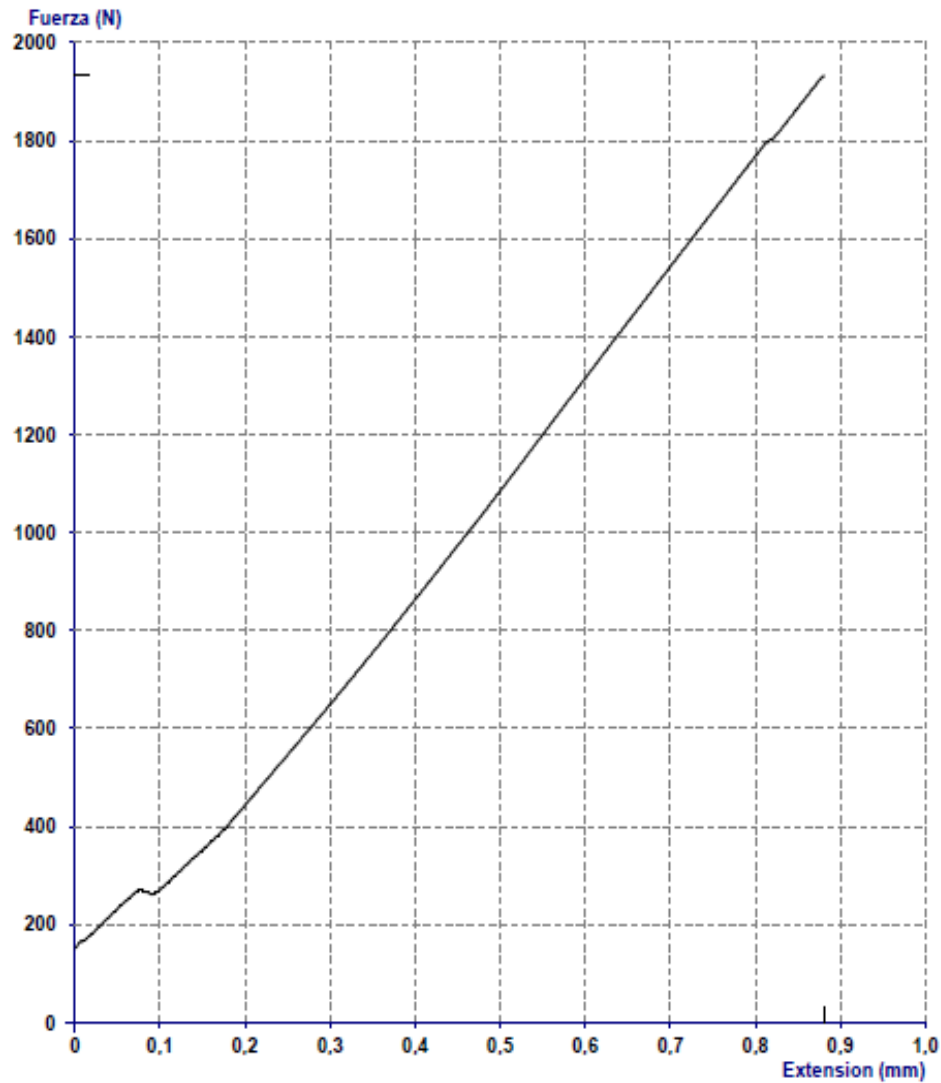
Ensayos dentales 2

Product : *Diente*

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 33 (1.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1932

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 33 (1.5)	17,57	29,33



Lamina oclusal con espesor de 1.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1932 N, con una resistencia compresiva de 17.57 MPa y una Longitud de compresión de 0.88 mm.

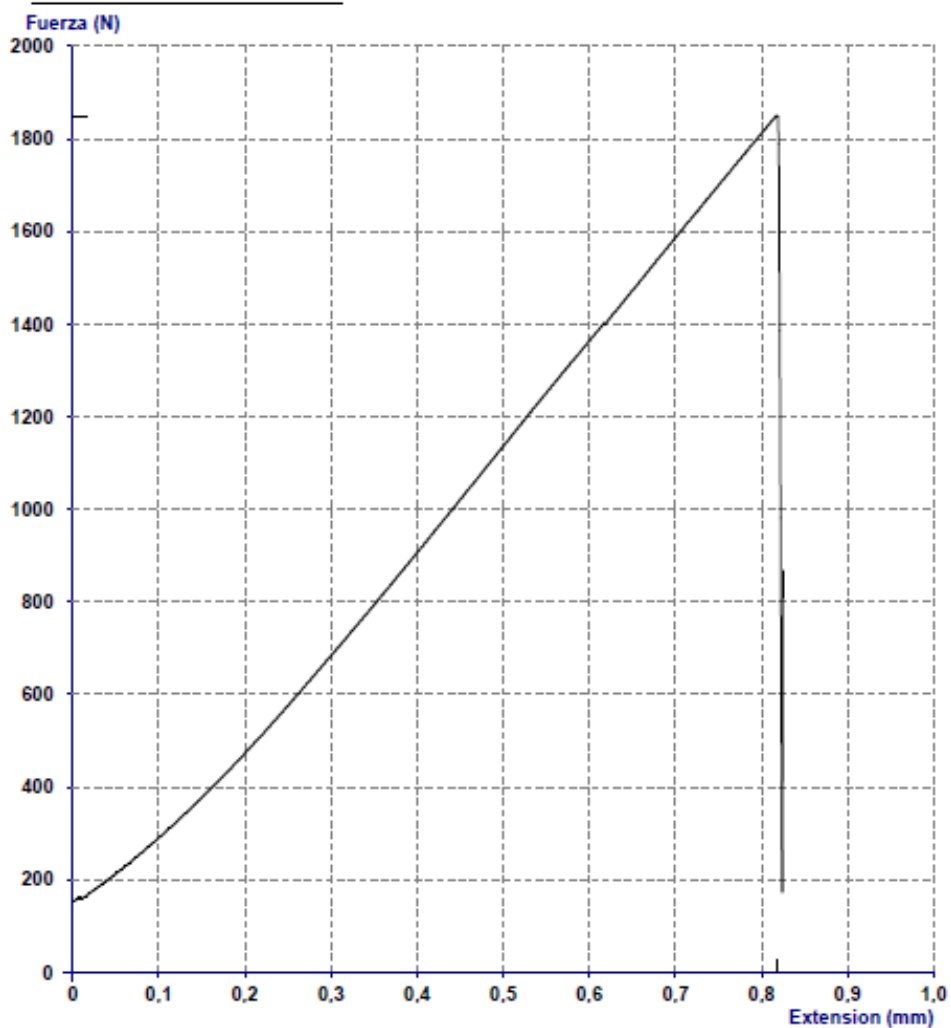
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 50 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 34 (1.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1850

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 34 (1.5)	16,82	27,23



Lamina oclusal con espesor de 1.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 1850N, con una resistencia compresiva de 16.82 MPa y una Longitud de compresión de 0.82 mm.

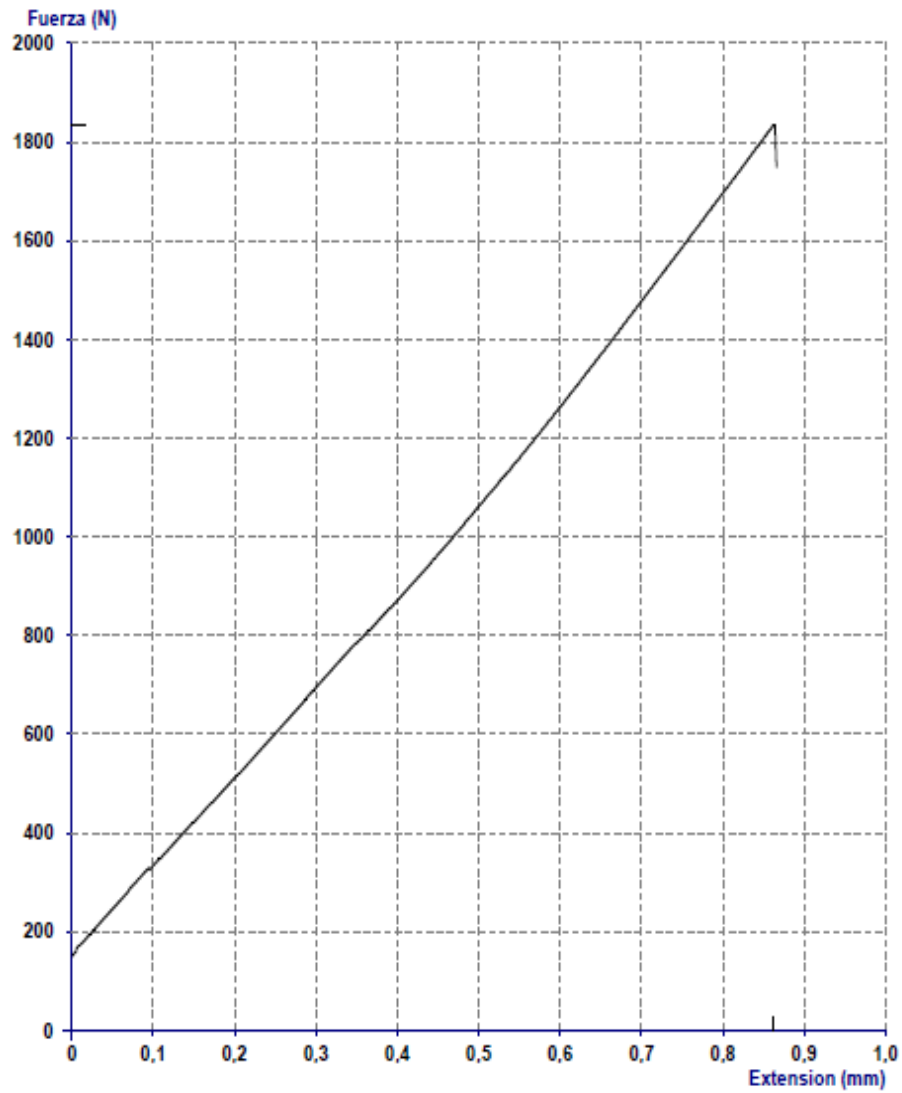
Ensayos dentales 2

Product : Diente

Batch :

Muestra	Breadth mm	Width mm	Stress @ 60 % MPa	Stress @ 60 % MPa	Strain @ 2000 MPa %	Strain @ 4000 MPa %	Max Force N
Prueba 35 (1.5)	11,00	10,00	-	-	-	-	1833

Muestra	Comp. Strength MPa	Strain at Max %
Prueba 35 (1.5)	16,67	28,73



3.4. Datos obtenidos de la prueba para cada una de las láminas de Dislicato de Litio.

3.4.1 Tabla 2

LAMINA OCLUSAL	ESPESOR (mm)	MÁXIMA FUERZA (N)	LONGITUD DE COMPRESIÓN (mm)	Falla Tipo 1	Falla Tipo 2	Falla Tipo 3	Falla Tipo 4	RESISTENCIA COMPRESIVA (Mpa)
1	0.3	346,5	0,15	Si	No	No	No	3,15
2	0.3	386,2	0,18	Si	No	No	No	3,5
3	0.3	632	0,4	Si	No	No	No	5,75
4	0.3	1762	0,57	Si	No	No	No	16,1
5	0.3	721	0,35	Si	No	No	No	6,56
6	0.3	1245	0,62	Si	No	No	No	11,32
7	0.3	329,5	0,1	No	Si	No	No	2,995
8	0.3	668	0,27	Si	No	No	No	6,07
9	0.3	1081	0,5	Si	No	No	No	9,83
10	0.3	1792	1,36	No	Si	No	No	16,29
11	0.5	850	0,29	Si	No	No	No	7,73
12	0.5	1235	0,43	Si	No	No	No	11,23
13	0.5	1218	0,5	Si	No	No	No	11,08
14	0.5	909	0,57	Si	No	No	No	8,27
15	0.5	905	0,38	Si	No	No	No	8,23
16	0.5	800	0,27	No	Si	No	No	7,27
17	0.5	1585	0,72	Si	No	No	No	14,41
18	0.5	1508	0,73	Si	No	No	No	13,71
19	0.5	386,2	0,18	Si	No	No	No	3,511
20	0.5	632	0,42	Si	No	No	No	5,74
21	1.0	1391	0,62	Si	No	No	No	12,64
22	1.0	1524	0,53	No	Si	No	No	13,85
23	1.0	942	0,52	Si	No	No	No	8,56
24	1.0	2127	0,87	Si	No	No	No	19,34
25	1.0	991	0,37	Si	No	No	No	9,01
26	1.0	719	0,31	Si	No	No	No	6,54
27	1.0	1240	0,56	Si	No	No	No	11,28
28	1.0	497,8	0,23	Si	No	No	No	4,52
29	1.0	677	0,29	Si	No	No	No	6,15
30	1.0	1252	0,48	Si	No	No	No	11,38
31	1.5	3020	1,128	Si	No	No	No	27,45
32	1.5	834	0,29	Si	No	No	No	7,58
33	1.5	1411	0,52	Si	No	No	No	12,82
34	1.5	1154	0,69	Si	No	No	No	10,49
32	1.5	1034	0,34	Si	No	No	No	9,4
36	1.5	1121	0,45	Si	No	No	No	10,19
37	1.5	1932	0,88	Si	No	No	No	15,57
38	1.5	1850	0,82	Si	No	No	No	16,82
39	1.5	1833	0,87	Si	No	No	No	16,67
40	1.5	812	0,27	Si	No	No	No	7,38

Lamina oclusal con espesor de 1.5 mm, se obtuvo una máxima fuerza de 18331N, con una resistencia compresiva de 16.67 MPa y una Longitud de compresión de 0.52 mm.

Se analizaron los resultados de las 40 muestras (Laminas oclusales cementadas en premolares), distribuidas en 4 Grupos según el espesores cada una de 10 especímenes, Grupo 1, de 0.3mm, Grupo 2: 0.5 mm, Grupo 3: 1.0 mm y Grupo 4: 1.5 mm.

Para las variables tenidas en cuenta en este estudio, los resultados fueron los siguientes:

Resistencia compresiva: Se tiene que cuando las láminas oclusales de disilicato de litio tienen un mayor espesor, se observa una mayor resistencia compresiva con un coeficiente de correlación de $r=0,391$ (Figura 1). En la Figura 2, se muestran las tendencias de los valores de la resistencia promedio según cada espesor analizado, en donde a pesar de esta tendencia no se encontró diferencia estadísticamente significativa entre los espesores y la resistencia compresiva de los especímenes en estudio.

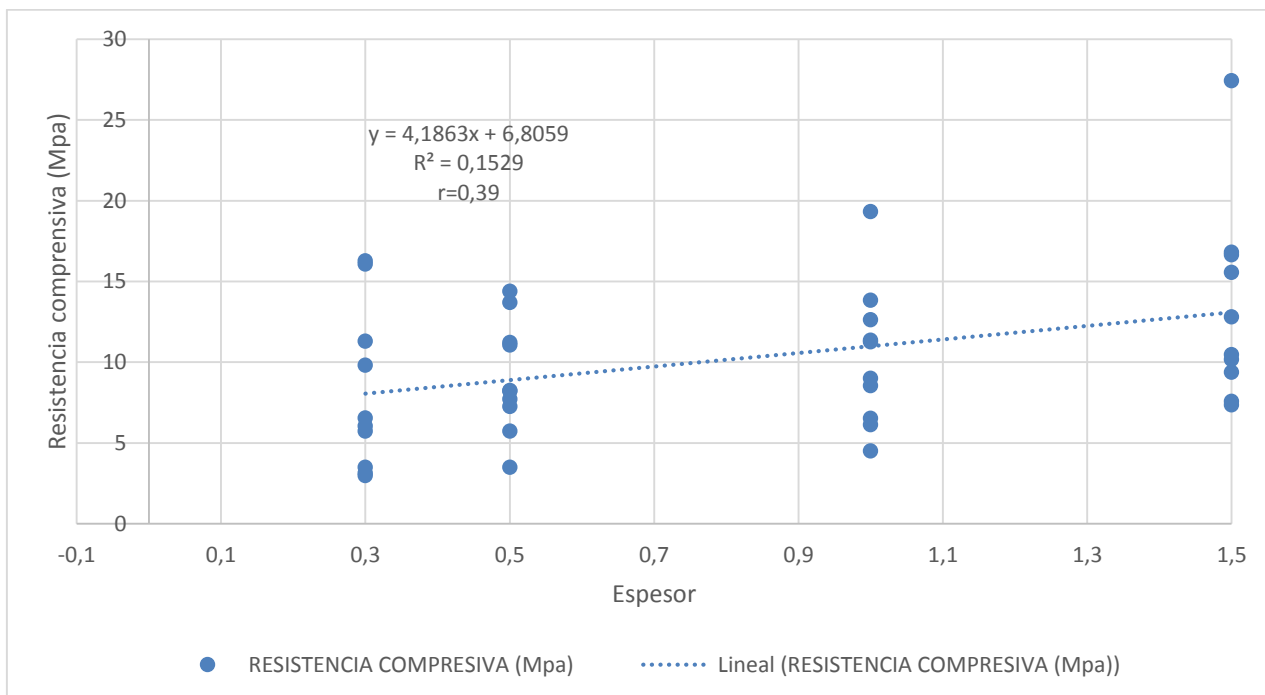


Figura 13. Correlación entre resistencia compresiva y espesores

3.4.2. Tabla 3. Valores promedio de resistencia compresiva según espesor de láminas oclusales de disilicato de litio cementadas en premolares superiores.

Espesor (mm)	Media MPa	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo MPa	Máximo MPa	Sig.
			Límite inferior	Límite superior			
0,3	8,16	5,03	4,55	11,76	3,00	16,29	p=0,097
0,5	9,12	3,45	6,65	11,59	3,51	14,41	
1	10,33	4,36	7,21	13,45	4,52	19,34	
1,5	13,44	6,05	9,11	17,77	7,38	27,45	

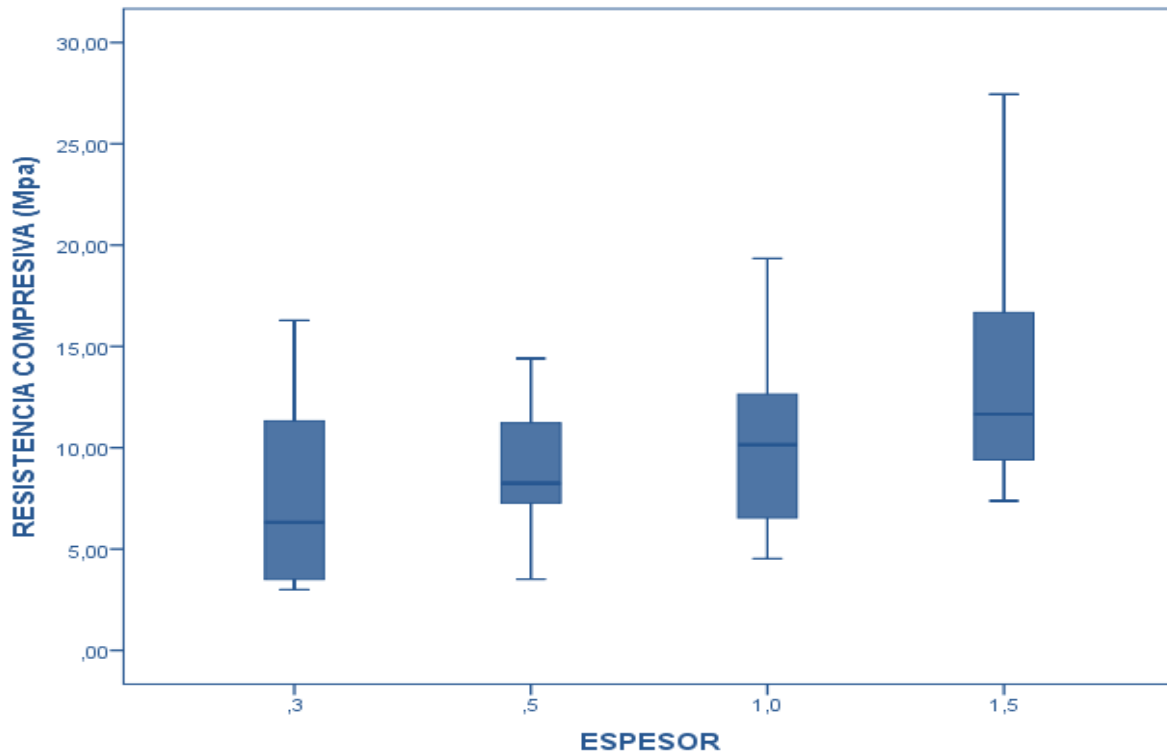


Figura 14. Comparación de los valores promedio de la resistencia compresiva (MPa) según el espesor de láminas oclusales en disilicato de litio cementadas en premolares superiores.

Máxima fuerza: No se encontró correlación entre los diferentes espesores de láminas oclusales en disilicato de litio y la longitud de compresión ($r=0,41$) y al comparar los valores promedios de la longitud según los diferentes espesores no hubo diferencia estadísticamente significativa ($p=0,81$), aunque hubo una tendencia de aumentar la longitud frente al aumento de los espesores

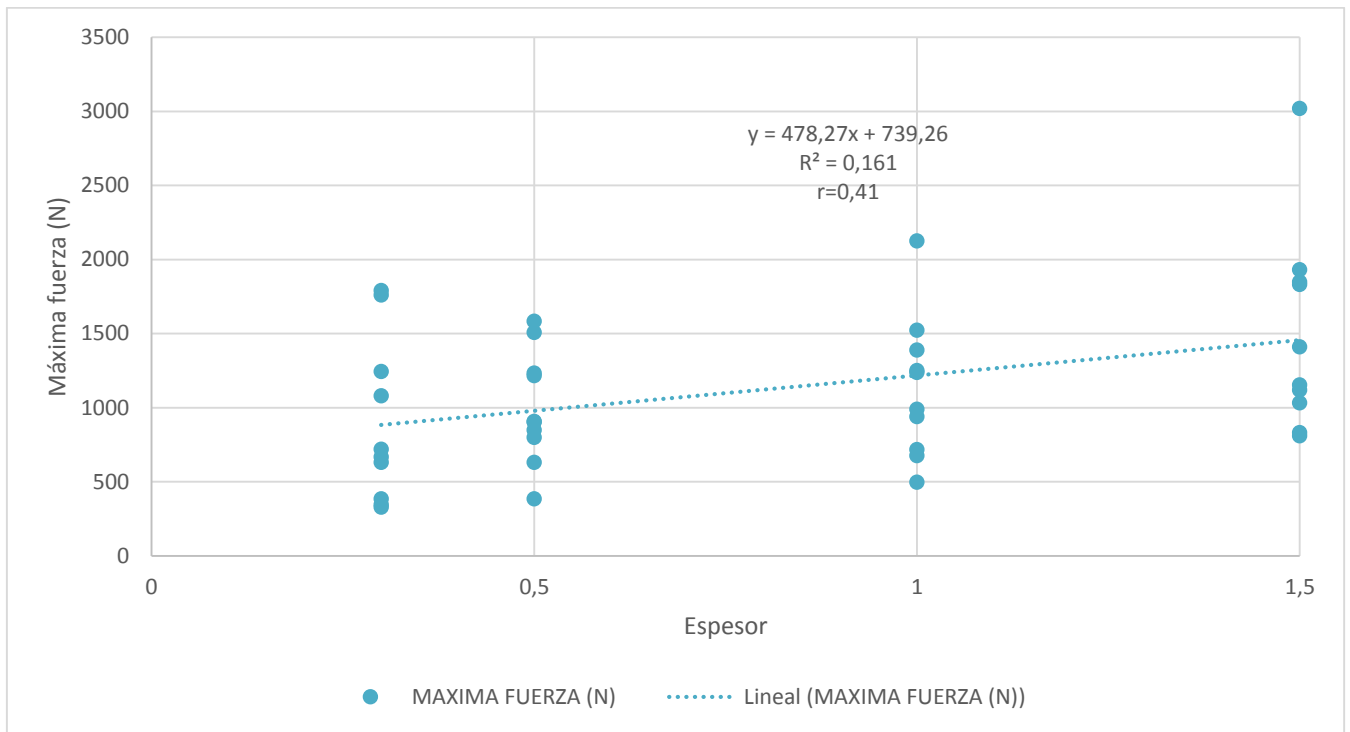


Figura 15. Correlación entre máxima fuerza ejercida sobre cada espécimen y cada uno de los espesores.

3.4.3. Tabla 4. Valores promedio de la máxima fuerza soportada antes de la fractura según el espesor de las láminas oclusales de disilicato de litio.

Espesor mm	Media MPa	Desviación estándar	95% del intervalo de confianza para la media		Mínimo MPa	Máximo MPa	Sig.
			Límite inferior MPa	Límite superior MPa			
0,3	896,32	552,15	501,33	1291,31	329,50	1792,00	p=0,081
0,5	1002,82	379,32	731,47	1274,17	386,20	1585,00	
1	1136,08	479,87	792,80	1479,36	497,80	2127,00	
1,5	1500,10	677,88	1015,17	1985,03	812,00	3020,00	

4. DISCUSIÓN

La longevidad de una restauración no solo depende del material cerámico que se use, también depende de la adhesión lograda por medio de un protocolo estricto y las características del tejido dental remanente. Considerando la fragilidad del Disilicato de litio y su resistencia a la fractura, la cementación adhesiva y el uso de cemento de resina pueden ser usados para aumentar la resistencia a la fractura de la restauración, reforzando las posibles fallas inherentes al material como poros o microcracks existentes antes de la cementación. Cuando el esmalte dental es el sustrato donde se va cementar la restauración, esto hace más favorable y predecible el comportamiento de la lámina oclusal por la retención adhesiva. Estudios previos muestran que la cantidad de esmalte con configuración circunferencial en sus prismas, para la retención de restauraciones de cubrimiento parcial posteriores debe estar por el orden de 1mm de espesor; en el presente estudio los espesores estuvieron entre 0.3 y 1.5 mm de espesor, donde la literatura reporta que el esmalte dental en premolares superiores tiene un espesor que va entre 2 y 2.5 mm y el espesor máximo de preparación para el estudio fue de 1.5 mm, donde todas las restauraciones estuvieron cementadas sobre esmalte, un sustrato dental consistente y apto para la cementación adhesiva que le dio a las láminas oclusales de Disilicato de Litio , resistencia ante la carga a las que fueron sometidas. La estructura dental remanente en estas condiciones puede ser relativamente uniforme que adicionalmente con las propiedades de las láminas de Disilicato de Litio, hacen que el complejo Diente-Restauración unidos por

retención adhesiva, sea más resistente ante cargas razón para la elección de la cerámica en este estudio.

Estudios previos del Disilicato de Litio, muestran una resistencia flexural de aproximadamente 400MPa y una resistencia a la fractura de 3.3 MPa / mm², valores hasta tres veces más que los obtenidos con cerámicas vítreas reforzadas con Leucita, el disilicato de Litio tiene mayor cantidad de contenido cristalino, lo que hace que tenga una matriz densa que previene la propagación de cracks o líneas de fractura, debido a las mejoras a estas mejoras, es considerado un material restaurativo que puede resistir fuerzas masticatorias y mejorar el comportamiento clínico. Los hallazgos de este estudio son consistentes con estudios previos similares. Los resultados de este estudio muestran que no hay diferencias estadísticamente significativas que asocien el espesor de las láminas oclusales en Disilicato de Litio con la resistencia compresiva.

Se recomienda que las restauraciones posteriores de recubrimiento parcial como las láminas oclusales utilizadas en este estudio, tengan un espesor de 1.5 mm, sin embargo estudios previos reportan que el espesor de las cerámicas monolíticas, no tiene efecto en la distribución de la falla. Li Mab, Petra C. Guessc 2013, examinaron tres espesores en de incrustaciones onlay en Disilicato de Litio, con espesores de 0,5 mm, 1,0 mm y 2,0 mm, se encontró que las cargas de fractura para el espesor 0,5 mm de disilicato de litio cementadas en esmalte eran comparables a sus homólogos de 2,0 mm de espesor.

Cambios en el espesor pueden influir en la resistencia flexural del material, que corroboran los resultados obtenidos en este estudio, los hallazgos sugieren que

los espesores en el Disilicato de Litio que es una cerámica monolítica con una matriz vítrea reforzada pueden ser menores a 1mm si están cementadas con retención adhesiva a esmalte dental. Este hallazgo no sugiere que necesariamente se deba estandarizar un diseño, ya que debe tenerse en cuenta el espacio adecuado para reproducir según la biomimética y los principios de la odontología mínimamente invasiva adecuada estética y función. Los resultados apoyan la aceptabilidad clínica de las láminas oclusales en Disilicato de Litio con un espesor de 0.3 mm en áreas oclusales con pérdidas mínimas de esmalte, ya que el resultados obtenidos están por encima de los valores de fuerza máxima en cavidad oral donde el valor máximo medido de fuerza masticatoria es de 756 MPa y en la zona de premolares varía entre 133 y 334 MPa, para las láminas oclusales con un espesor de 1.5 mm fue de 1500 MPa, espesor de 1.0 mm de 1136 MPa, espesor de 0.5 mm de 1002.82 MPa y para el espesor de 0.3 de 893.32 MPa, siendo muy superiores. Algunos especímenes tuvieron fractura, pero solo limitada a la restauración (Falla Tipo 1) o restauración y cemento (Falla tipo 2), esto se debe a que la carga ejercida sobre la restauración excedió el límite proporcional de las propiedades físicas de la restauración, mas no del diente remanente, estudios previos soportan estos resultados ya que el comportamiento del cemento de resina, como el empleado en este estudio, VARIOLINK que tiene un módulo de elasticidad de 8300 MPa, módulo de elasticidad cercano al esmalte que esta entre 7000 a 12000 MPa, el módulo de elasticidad del disilicato de litio 9500 MPa, lo que sugiere que la restauración, cemento y sustrato dental se comportan como una unidad, haciéndola más resistente antes las fuerzas aplicadas en función, y haciendo que la restauración sea un factor de protección y

refuerzo para el diente, ya que la propagación de cracks produce fractura está limitada a la restauración y solo en 4 casos al cemento .

Según los resultados de este estudio, se puede decir que la resistencia a la fractura no solamente está asociada al espesor de la lámina oclusal de disilicato de litio, si no a factores como intensidad y distribución de la carga al cemento que debe tener propiedades físicas similares al sustrato dental.

Estudios muestran que las restauraciones prensadas como las empleadas en el estudio (Emax press) tienen una mayor adaptación en la superficie interna razón por la cual en este estudio se elaboraron las láminas oclusales con este protocolo.

Existen variaciones individuales en la morfología del diente, incluyendo la inclinación de las cúspides, fragilidad del esmalte, variaciones en tamaño y en el punto de contacto durante la prueba que pueden contribuir a la desviación estándar en el comportamiento de la fractura. En este estudio durante la prueba, el punto de contacto entre el diente y el instrumento aplicador de carga de la máquina de ensayos, fue variable de acuerdo a la anatomía de cada diente; donde el ángulo formado entre cúspides no se podía estandarizar, por lo que el indentador en ángulos más cerrados pudo tener mayor área de contacto, razón por la cual se atribuyen los valores similares de resistencia compresiva en los cuatro grupos.

5. RECOMENDACIONES

Este estudio se realizó con una carga que tenía únicamente un vector vertical, se recomienda realizar estudios con vectores de carga en diferentes direcciones que provean información más específica de lo que sucede en cavidad oral, igualmente este estudio puede modificarse para que sea realizado bajo protocolos que simulen las condiciones mecánicas como cargas cíclicas, dirección de fuerzas y biológicas como humedad, pH, flujo salival entre otros que reproduzcan condiciones más similares en cavidad oral.

6. CONCLUSIÓN

Con las limitaciones de este estudio experimental in vitro, el espesor entre 0.3 y 1.5 mm en las restauraciones de recubrimiento parcial tipo lamina oclusal elaboradas en Disilicato de Litio no tiene una influencia estadísticamente significativa en la resistencia compresiva cuando se encuentran cementadas sobre esmalte con cemento de resina.

El tipo de falla se limita únicamente a la restauración, lo que hace que las láminas oclusales en Disilicato de Litio sean un factor de protección y refuerzo del diente que es sometido a cargas oclusales.

7. BIBLIOGRAFIA

1. Magne P, Belser U. Understanding the intact tooth and the biomimetic principle Bonded porcelain restorations in the anterior dentition: a biomimetic approach. Quintessence. 2002 ; 23–55
2. Magnea Pascal, Schlichtinga L, Paranhosa M. Risk of onlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. Dental materials. 2011;27(9): 942–9
3. Tinschert, Natt J, Mautsch W M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. Int J Prosthodont. 2001;14(3):231–38
4. Torbjörner UN, Fransson B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth Int J Prosthodont. 2004 ;17(2):135-41
5. Guess P, Stappert CF, Strub, C. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS Emax Press- and Cerec ProCAD- partial coverage crowns. Schweiz. Monatsschr Zahnmed 2006;116(5):493-500
6. Ritter GR. Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. Journal of Stetic and Restorative Dentistry. 2010; 22 (5):332-34
7. Helvey G A. Classifying Dental Ceramics: Numerous Materials and Formulations Available for Indirect Restorations. COMPENDIUM. 2014; 1(35) 38-43.

8. Goël Brackett M, Lockwood PE, Messer LW ET alt. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. Dent Mater.2008; 24 (4):450-56.
9. Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Australian Dental Journal. 2011;(56): 84-96.
- 10.Magne Pascal, Knezevic Alena, Simulated fatigue resistance of composite resinversus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. Quintessence Int. 2009;40:125–133
- 11.Xia Y, Zhang Feimin , Xie H, Gu N. Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. Journal of dentistry.2008 ;36(5): 450 – 455
- 12.Bakeman Rego N , Chaiyabutr ,Kois JC Influence of Ceramic Thickness and Ceramic Materials on Fracture Resistance of Posterior Partial Coverage Restorations. Operative Dentistry. 2015; 40-1
- 13.Plotino G, Buono L, Grande NM, Lamorgese VI, Somma F. Fracture resistance of endodontically treated molars restored with extensive composite resin restorations. J Prosthet Dent. 2008;99(8):225-232
- 14.Kois Dean E, Chaiyabutr, Yada, Kois John C. Comparison of Load-Fatigue Performance of Posterior Ceramic Onlay Restorations under Different Preparation Designs. Focas Om Dental Research. 2012; 33(1):2-9
- 15.Seghi RR, Daher T, Relative flexural strength of dental restorative ceramics Dental Materials. 1990; 6(2) 181-184.
- 16.Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. Journal of Dentistry. 2002 30(2) 161-169.

17. Ritter GR. Multifunctional Uses of a Novel Ceramic-Lithium Disilicate. *Journal of Stetic and Restauratione Dentistry*. 2010; 22 (5):332-341
18. Gonzaga C, Francisco PC, Gomes MW Jr, Yoshimura H. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011; 27 (4): 394-406.
19. Wen G, Zheng X, Song L. Effects of P2O5 and sintering temperature on microstructure and mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *Acta Materialia*. 2007; 55(10): 3583–3591
20. Torbjörner U, Fransson B. Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth *Int J Prosthodont*. 2004; 17(2):135-41.
21. M. Albakry, M. Guazzato, MV Swain. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and X-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003 ;89 (4) : 374–380
22. Minea A, Muncka J, Cardoso M, Van L. Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface, *Dental Materials*. 2014; 30(10):1147–1153
23. Watanabe L, Marshall GW, Marshall SJ. Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater* 1996; 12(8):109-15
24. Carvalho RM, Fernandes CAO, Villanueva R, Wang L, Pashley Dh. Tensile strength of human dentin as function of tubule orientation and density. *J Adhesive Dent*, 2001; 3: 309-14
25. Van Meerbeek S, Willems G, Celis JP, Roos JR, Sraem M, Lambrechts P, and Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res*. 1993;72(10):1434-42

26. McGuinness NJ, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. *Eur J Orthod.* 1991,13 (3):231–42.

27. Poolthong S., Swain M, Mori T. *s Journal of Dental Research.*1998 (77) : 1129 Volumen 28, número 8, páginas 589-594

28. Monehey E, Holt Swain A. Mlotkowski, Romanowicz M. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study
Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent.*2003; (90): 591–597

29. Kinney JH, Salooch M, Marshall GW, Marshall SJ. A micromechanics model of the elastic properties of human dentine. *Arch Oral Biol.*1999; (44): 813-22

30. Guess P, Stappert CF, Strub C. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS Emax Press- and Cerec ProCAD- partial coverage crowns. *Schweiz. Monatsschr Zahnmed* 2006;116(5):493-500

31. Magnea P, Knezevic A. Thickness of CAD–CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. *Dental material* .2009; 5 :1264–1268

32. Schulte AG, Voßckler A, Reinhardt R. Longevity of ceramic inlays and onlays luted with a solely light-curing composite resin. *Journal of Dentistry.* 2005; 33(8), 433–442

33. Magne Pascal, Knezevic Alena, Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int.* 2009;40:125–133

34. Xia Y, Zhang Feimin, Xie H, Gu N. Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. *Journal of dentistry*. 2008 ;36(5): 450 – 455
35. Bakeman Rego N, Chaiyabutr, Kois JC Influence of Ceramic Thickness and Ceramic Materials on Fracture Resistance of Posterior Partial Coverage Restorations. *Operative Dentistry*. 2015; 40-1
36. Plotino G, Buono L, Grande NM, Lamorgese VI, Somma F. Fracture resistance of endodontically treated molars restored with extensive composite resin restorations. *J Prosthet Dent*. 2008;99(8):225-232
37. Kois Dean E, Chaiyabutr, Yada, Kois John C. Comparison of Load-Fatigue Performance of Posterior Ceramic Onlay Restorations under Different Preparation Designs. *Focas Om Dental Research*. 2012; 33(1):2-9
38. Seghi RR, Daher T, Relative flexural strength of dental restorative ceramics *Dental Materials*. 1990; 6(2) 181-184.
39. Cattell MJ, Palumbo RP, Knowles JC The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *Journal of Dentistry*. 2002 30(2) 161-169.
40. A. Kadokawa, Suzuki S., Tanaka T., Wear evaluation of porcelain opposing gold, composite resin, and enamel. *J. Prosthet. Dent*. 2006 ;96(4): 258–265
41. Suputtamongkol K , Anusavice K.J, Suchatlampong C., Sithiamnuai P., Tulapornchai C., Clinical performance and wear characteristics of veneered lithiadisilicate- based ceramic crowns, *Dent Mater*. 2008; ;24(5):667–673.
42. Guazzato A, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4): 374-380

43. Esquivel J.F, Upshaw, Young H, Jones J, Anusavice K.J. In vivo wear of enamel by a lithia disilicate-based core ceramic used for posterior fixed partial dentures: first-year results. *Int. J. Prosthodont.* 2006; 19(6): 391–396.
44. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke- Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel .*J Dent Res.* 1989;(66):1752-4.
45. Hunter L, Patel S, Rees J. The in vitro erosive potential of a range of baby drinks. *Int J Paediatr Dent.*2009; 19(5):325-9.
46. Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and in dentate on method, *Dent Mater.*2002; 18(1):12-9.
47. Guess PC, Selz CF, Steinhart Y-N, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *International Journal of Prosthodontics.* 2013;26(1):21–26
48. Bürke H. IPS e. max Press e IPS e. maxx CAD, dos cerámicas de vidrio “state of the art”. Report Investigacion y Desarrollo Ivoclar Vivadent. Junio. 2006; (17): 6-18
49. Josephine F. Upshaw EI, LoungH, Jones J, Yang M, Kenneth J. In Vivo Wear of Enamel by a Lithia Disilicate–Based Core Ceramic Used for Posterior Fixed Partial Dentures: First-Year Results *J Prosthodont.*2006; 19(4):391–396.
50. Xuan Z, Wang F. Original article Hardness of resin cement cure under different thickness of Lithium disilicate-based ceramic *Chin Med J.* 2011;124(22):3762-3767
51. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Salooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* 1997; 25 (6): 41-458.

52. Pashley, Sano H, Ciucchi S, Yoshiyama M, Carvalho. Adhesion testing of dentin bonding agents: A review. *Dent Mater.* 1995;73 (11): 117-25
53. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982 May; 16(3): 265-73.
54. Van Meerbeek S, Willems G, Celis JP, Roos JR, Sraem M, Lambrechts P, and Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 1993;72(10):1434-42
55. Bowen RL, Rodriguez MS. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc*, 1962; 64: 378-87.
56. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003;31(3):181–8
57. Mab L, Guess P C., Zhanga. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. *Dental Materials.* 2013;29(7) : 742-75
58. Guess P, Stappert CF, Strub C. Preliminary clinical results of a prospective study of IPS e.max Press- and Cerec ProCAD- partial coverage crowns. *Schweiz. Monatsschr Zahnmed* 2006;116(5):493-53
59. Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2003;89 (4):374–380

60. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*. 2010; 104 (3):149–57.
61. Johnson A Versluis. A, Tantbirojn D, Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers, *Journal of Prosthodontic Research*. 2014;58(2):107–114
62. Kikuchi M., Koriath, Hannam T. A. The association among occlusal contacts, clenching effort, and bite force distribution in man. *Dent Rest*. 1997;76 (6):1316–1325
63. Bitter K. Department of Medical Informatics, Biometry and Epidemiology, Campus Mitte, Charité – Universitätsmedizin in Berlin, Received .January 31, 2006/Accepted June 5, 2006
64. Abdalla AI, Feilzer AJ. Four-year water storage of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *JDent* 2008;36(8):611-617
65. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003;19:603–611
66. Zhang Y., Kim J.W., Bhowmick S., Thompson V.P., E.D. Rekow Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems .*Journal of Biomedical Materials Research. Part B* 2009;88(2) : 402–411
67. Schlichting, Maia L., Baratieri L., Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *Journal Prosthet Dent*. 2011;105(4): 217–226
68. Dhima M, Assad DA, Volz JE, Kai-Nan An, Berglund LJ, Carr AB, Salinas JD. Evaluation of Fracture Resistance in Aqueous Environment of Four Restorative

- Systems for Posterior Applications. Part 1. Journal of Prosthodontics. 2013;22 () 256–260
69. Heintze SD, Cavalleri A , Forjanica M , Zellwegera G, Roussonb V. Wear of ceramic and antagonist—A systematic evaluation of influencing factors in vitro. dental material. 2008 ; 24 () 433–449
70. Lee A, Swain M, He L, Lyons, K. Wear behavior of human enamel against lithium disilicate glass ceramic and type III gold. J Prosthet Dent. 2014 ; 112(6):1399-405
71. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren E, Burges J. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. . Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. Journal of Dentistry .2014; 42(12): 1586-1591.
72. Smith C, Jiang D, Gong J, Yin L. Determination of the mechanical behavior of lithium disilicate glass ceramics by nanoindentation & scanning probe microscopy. Materials Chemistry and Physics. 2014; 148(13):1003-1044
73. Zesewitz TF, Andreas W, Frank KP. Nothdurft, Fracture Resistance of a Selection of Full-Contour All-Ceramic Crowns: An In Vitro Study. Int J Prosthodont. 2014; 27(3):264–266.
74. Kios D, Isvilanonda V, Chaibaburt Y, Kois JC. Evaluation of Fracture Resistance and Failure Risks of Posterior Partial Coverage Restorations. J Esthet Restor Dent. 2013; 25(5):110–122.
75. Yildiz C, Vanlıog B A I, Evren B, Uludama A, Kulak-OY. Fracture Resistance of Manually and CAD/CAM Manufactured Ceramic Onlays. Journal of Prosthodontics. 2013; 22(6) : 537–542

76. Anusavice, K science of dental materials. 2003, St Louis: W.B. Saunders cap 11. p. 655-720
77. Chena C, Zardo F, Flabia T, Kleverlaanb J, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin NanoCeramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses Chenfeng. Dental materials. 2014 ; 30(21):954–962
78. Holberga C, Winterhaldera P, Wichelhaus A, Hickelb, R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: A finite element analysis. Dental Materials. 2014; 29(5):1244-1250.
79. Schaefera O, Wattsb DC. Siguschc B, Kueppera H, Guentschc A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: A three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility Dental Materials. 2012;28(): 320–326.
80. Pieger S, Salman, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: A systematic review. J Prosthet Dent. 2014;112 (4):22-30
81. Clelland N, Ramirez A, Katsube N, Segh RR. Influence of bond quality on failure load of leucite- and lithia disilicate–based ceramics. J Prosthet Dent. 2007;97:18-24
82. Hooshmand T, Rostami G, Behroozibakhsh, Fatemi M, Keshvad Alireza , Noort R, Interfacial fracture toughness of different resin cements bonded to a lithium disilicate glass ceramic. Journal of dentistry. 2012;40 (3):139 – 145