



**Universidad
Andrés Bello®**

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

ASIGNATURA DE ODONTOLOGÍA PEDIÁTRICA

**ESTUDIO COMPARATIVO IN VITRO DE LA RESISITENCIA A LA
TRACCIÓN Y COMPRESIÓN EN RESTAURACIONES
ESTANDARIZADAS REALIZADAS CON RESINAS COMPUESTAS V/S
VIDRIO IONÓMERO DE ALTA DENSIDAD EN DIENTES
TEMPORALES**

Tesis para optar al Título de Cirujano-Dentista

Alumnas Licenciadas:

Karina Parra R.

Daniela Villagrán M.

Tutor principal:

Dra. Ximena Muñoz G.

Tutora asociada:

Dra. Georgina Toro Urbina

SANTIAGO – CHILE

2015

Agradecimientos

A la Universidad de Chile por facilitarnos la realización de los ensayos necesarios para nuestra tesis.

A nuestras familias por el apoyo que recibimos durante todos estos años.

A cada uno de nuestros doctores y docentes que aportaron en nuestra formación.

Índice

1. Introducción.....	4
2. Marco teórico.....	6
3. Hipótesis	35
4. Objetivos	36
5. Materiales y métodos	37
6. Resultados.....	44
7. Discusión.....	49
8. Conclusión.....	52
9. Sugerencias	53
10. Referencias bibliográficas.....	54
11. Anexos.....	57

Introducción

Actualmente la odontología pediátrica tiene un enfoque orientado principalmente a la promoción de la salud oral y prevención de enfermedades orales prevalentes en niños.

La enfermedad bucal más prevalente en la población infantil es la caries dental, la cual está directamente relacionada con factores de riesgo tales como la dieta, biofilm, factores salivales, exposición al flúor, factores conductuales, estructura dentaria y experiencia previa de caries, entre otros.

Estudios epidemiológicos nacionales realizados en el año 2007 en niños de 6 años demuestran que la prevalencia de caries sigue siendo alta (70,36%) en comparación a la estadística obtenida en el año 1992 (70,8%)¹.

Otros estudios han demostrado que la prevalencia de este tipo de lesiones cariosas en pacientes pediátricos menores a 48 meses es de 35%, porcentaje que aumenta con la edad².

La Academia Americana de Odontología Pediátrica (AAPD) define caries temprana de la infancia a la presencia, en dientes temporarios, de 1 o más superficies cariadas (cavidades o no), perdidas (por caries) u obturadas en niños menores de 71 meses de edad (5 años y 11 meses), por lo que en menores de 3 años, cualquier signo de caries en una superficie lisa, es indicativo de presencia de caries temprana de la infancia severa (CTIs)³.

Sin embargo en la mayoría de los casos es indispensable restaurar estas lesiones debido al gran compromiso de estructura dentaria que ellas presentan. Es este el motivo por el cual se ha intentado buscar o generar a través de los avances científicos materiales compatibles con las características de los tejidos dentales.

Dentro de los materiales restauradores estéticos para este tipo de lesiones encontramos vidrios ionómeros convencionales, vidrios ionómeros modificados con resinas, vidrios ionómeros de alta densidad y resinas compuestas.

Los vidrios ionómeros han ido evolucionando en el tiempo, mejorando sus propiedades. Actualmente los vidrios ionómeros de alta densidad (Ketac Molar EM, 3M-ESPE; Fuji IX GP, GC; Ionofil Molar ART, VOCO) permiten tiempos de trabajo más convenientes, mejor resistencia compresiva, resistencia flexural y al desgaste, junto con una solubilidad mínima, manteniendo su activación química⁴.

Por otro lado las resinas compuestas tienen un lugar fundamental en la odontología restauradora debido a sus múltiples propiedades y variadas indicaciones. La disponibilidad de sistemas adhesivos eficaces ofrecen alternativas conservadoras a los tratamientos, proporcionando mejor durabilidad, resistencia y estética satisfactoria⁵.

El siguiente estudio tiene como objetivo comparar la resistencia a la tracción y compresión *in vitro* de la resina compuesta v/s vidrio ionómero de alta densidad como material de restauración en preparaciones cavitarias estandarizadas en dientes temporales extraídos.

Marco teórico

1. Características de la estructura dentaria en Dientes Temporales.

Aspectos generales

La dentición decidua, conocida también como dentición de leche, dentición infantil o dentición primaria, es el primer juego de dientes que aparecen y se desarrolla durante el periodo embrionario y se hacen visibles (erupción dentaria) en la boca durante la infancia. Son generalmente sustituidos, tras su caída, por dientes permanentes^{6 7}.

Al comparar la dentición temporal de la permanente, hay diferencias muy notorias respecto al número, forma, color y tamaño. Los tejidos dentarios presentan varias diferencias, aunque el proceso de odontogénesis es básicamente el mismo, los periodos son más breves en la fórmula temporal.

Las piezas temporales en su mayoría son más pequeñas en todas sus dimensiones, la forma de las coronas es más achatada, más contorneado especialmente a nivel del cuello. Entre las coronas de los dientes temporales se forman áreas de contacto en vez de puntos de contacto como ocurre en la dentición permanente. Las raíces de los molares temporales son más curvos y aparecen más cerca del cuello; esto, más la forma aplanada, permite la ubicación de los gérmenes permanentes.

La característica más notable es su ciclo de exfoliación, que se inicia tan pronto termina la formación radicular⁸.

Características morfológicas en dientes temporales

Corona

1. El diámetro mesiodistal es mayor que el cervicoincisor, aspecto aplastado.
2. La superficie vestibular y lingual o palatina converge hacia la oclusal. El mayor diámetro de los molares está a nivel de la zona media.
3. Los surcos cervicales son muy pronunciados a nivel del primer molar temporal principalmente.
4. El cuello es más estrecho que en los dientes permanentes.
5. Las capas de esmalte y dentina son más delgadas y la pulpa es mayor que en dientes permanentes.
6. Los prismas del esmalte en el tercio gingival se dirigen hacia oclusal.
7. El esmalte termina en un borde definido y tiene un espesor de más o menos 1 milímetro.
8. El color de los dientes temporales es más blanco, ya que la capa de dentina es menor, que es lo que le da el color más amarillo al diente.
9. No existen puntos de contacto sino áreas de contacto.

Raíz

1. Las raíces de los molares temporales son más estrechas mesiodistalmente y más anchas en sentido vestibulolingual.
2. Son más largas en relación a la corona.

3. Los dientes unirradiculares sufren una desviación a vestibular en su tercio apical, esto es porque justo debajo está el diente permanente.
4. Las raíces de los molares temporales se bifurcan muy cerca del cuello.
5. Son más divergentes en los molares temporales, para soportar las fuerzas del bruxismo fisiológico.

Pulpa

1. La cámara pulpar es mayor en la dentición temporal al comparar la dimensión con el diente permanente.
2. Sigue la morfología externa del diente, por lo tanto en los molares habrá un cuerno pulpar debajo de cada cúspide; los cuernos de la pulpa están mucho más marcados en la dentición temporal que en la dentición permanente.
3. Los molares mandibulares tienen cámaras pulpares más grandes que los maxilares.
4. En los dientes anteriores, incisivos y caninos, no hay separación entre el conducto radicular y la cámara pulpar^{6 7}.

Funciones dentición temporal

- Preparar el alimento para su digestión y asimilación en etapas en las que el niño está en máximo crecimiento.
- Sirven de guía de erupción: mantienen el espacio para la dentición permanente.
- Estimulan el crecimiento de los maxilares con la masticación.

- Fonación: los dientes anteriores intervienen en la creación de ciertos sonidos.
- Estética^{6 7}.

2. Caries dental

La caries es una de las enfermedades cuyos índices la ubican entre las de más alta frecuencia, al punto de haberse constituido en el más grave y constante problema para los programas de salud oral en el mundo. A inicio del siglo XXI, su manejo se sustenta antes que en las destrezas restauradoras del detrimento que ocasiona, en el rigor diagnóstico y este, a su vez en su etiología⁹.

Concepto

La caries es una enfermedad infecciosa y transmisible de los dientes, que se caracteriza por la desintegración progresiva de sus tejidos calcificados, debido a la acción de microorganismos sobre los carbohidratos fermentables provenientes de la dieta. Como resultado, se produce la desmineralización de la porción mineral y la disgregación de su parte orgánica, referentes consustanciales de la dolencia⁹.

Factores Etiológicos

El camino hacia el concepto actual de la caries dental ha sido largo y tortuoso. La primera luz en la dirección apropiada la encontramos en la teoría quimioparasitaria de Miller, en 1890, la cual finalmente fue aceptada por el consenso de la profesión al promediar el siglo XX, pero solo después de

investigaciones arduas y sumamente prolongadas que permitieron conocer la real naturaleza y los mecanismo del inicio y del desarrollo de la caries dental ⁹.

Se lograron identificar los microorganismos o bacterias consustanciales al origen de la caries dental: Los *Streptococcus mutans*, aislándolos a partir de lesiones cariosas activas⁹. Posteriormente, en 1960 se demostró que la caries dental es una enfermedad infecciosa y transmisible⁹.

Sobre la base de la triada ecológica formulada por Gordon, para la elaboración del modelo causal en Epidemiología, en 1960, Paul Keyes estableció que la etiología de la caries dental obedecía a un esquema compuesto por tres agentes (huésped, microorganismo y sustrato) que deben interactuar entre sí, dicha relación fue resumida en una gráfica que trascendió el siglo XX con la denominación de la “Triada de Keyes”⁹.

Así se encumbro el concepto de que el proceso de caries se fundamenta en las características e interrelaciones de los llamados factores básicos, primarios o principales: dieta, huésped y microorganismos, cuya interacción se considera indispensable para vencer los mecanismos de defensa del esmalte y consecuentemente para que se provoque la enfermedad, ya que de otro modo será imposible que ésta se produzca, es decir, que constituyen causas necesarias⁹.

Posteriormente, Newbrun, en 1978, ante la evidencia proporcionada por nuevos estudios al respecto y con el afán de hacer más preciso el modelo de Keyes, añadió el factor tiempo como un cuarto factor etiológico, lo cual está representado por el área de intersección de los cuatro factores requeridos para producir caries. Asimismo, basándose en la importancia de la edad en la etiología de la caries, documentada por Miles en 1981, propusieron en 1990, la llamada grafica pentafactorial⁹.

En otras palabras la aparición de caries dental no depende de manera exclusiva, menos aún excluyente, de los llamados factores primarios, sino más bien que para que se origine la enfermedad se requiere de la intervención adicional de otros concurrentes, llamados factores moduladores, los cuales contribuyen e influyen decisivamente en el surgimiento y evolución de las lesiones cariosas. Entre ellos se encuentren: tiempo, edad, salud general, fluoruros, grado de instrucción, nivel socio- económico, experiencia pasada de caries, grupo epidemiológico y variables de comportamiento. Es decir que también se toman en cuenta los factores que se encuentran fuera de la cavidad bucal; no obstante, no todos intervienen forzosamente en la generalidad de los individuos que contraen caries dental, sino que su presencia varía favorable o desfavorablemente de modo determinante de individuo a individuo⁹.

En consecuencia, la generación de la enfermedad es el resultado de una interacción compleja entre varios factores, que pueden ser divididos en dos grupos: primarios (microorganismos, dieta y huésped) y moduladores (variables del comportamiento, grupo epidemiológico, experiencia pasada de caries, grado de instrucción, nivel socio- económico, fluoruros, salud general, edad y tiempo), así se configuró el esquema ecológico multifactorial de la caries⁹.

Caries de esmalte

La caries es una enfermedad caracterizada por el detrimento dentario de origen bacteriano, cuya evolución centrípeta compromete gradualmente los tejidos constitutivos del órgano dental, siguiendo en cada uno de ellos un esquema inherente a la naturaleza de los mismos; vale decir, que se muestran ostensiblemente distintos según afecte al esmalte, la dentina o al cemento. La explicación radica en su diferente origen embriológico, composición, estructura histológica, fisiológica y demás características relacionadas individuales; las

mismas que determinan la peculiaridad de las alteraciones morfológicas derivadas de la enfermedad⁹.

Lesión de esmalte

El esmalte es el tejido del cuerpo humano más altamente mineralizado, cuya composición alcanza 96% de material inorgánico, 1% de orgánico y 3% de agua. Dicho contenido inorgánico incluye fundamentalmente cristales de hidroxiapatita, los cuales determinan una composición molecular y una estructura espacial que le permiten efectuar importantes reacciones fisicoquímicas con el medio salival.

El esmalte es un tejido microcristalino, con microporos y anisótropo, acelular, avascular, aneural, de alta mineralización y de extrema dureza, que reacciona exclusivamente con pérdida de sustancia frente a todo estímulo, sea este físico, químico o biológico. Inherente a su estructura cristalina, el esmalte alberga microporos entre sus cristales, también llamados espacios intercristalinos, los mismos que se amplían cuando el esmalte es alterado por una lesión cariosa, e inversamente disminuye el tamaño y el número de los cristales, vale decir, que aumenta la porosidad del esmalte⁹.

En condiciones de normalidad el esmalte es traslucido, es decir, que permite el paso de la luz a través suyo registrando un índice de refracción de 1,62. La presencia de caries, al aumentar el tamaño y número de espacios intercristalinos, reduce la translucidez adamantina, debido a que el aumento proporcional de la parte orgánica disminuye el índice de refracción⁹.

Normalmente el Ph salival es de 6,2 a 6,8. En tal circunstancia, los cristales de hidroxiapatita, se encuentran como tales, pero cuando el ph salival baja por

acción de los ácidos propios de los alimentos o producidos por el metabolismo bacteriano hasta un nivel 5.5, conocido como el ph crítico de la hidroxiapatita adamantina, los cristales se disocian y tienden a difundirse hacia el medio externo, produciéndose la *desmineralización*. Este fenómeno no ocurre de manera incesante, ya que por la acción buffer o tampón de la saliva el ph se vuelve a estabilizar, logrando incorporarse nuevos cristales en la superficie dentaria, dando como resultado el proceso inverso: la *remineralización*, la cual demanda aproximadamente 20 minutos para producirse⁹.

Unánimemente se acepta que estos fenómenos, abreviadamente conocidos como DES/RE, tienen lugar constantemente, lo cual ha consolidado el concepto de la naturaleza dinámica de la caries. Mientras el proceso se mantenga en equilibrio, no habrá pérdida ni ganancia de minerales. Será mejor aún si la remineralización supera la desmineralización, pero cuando el equilibrio se rompe a favor de la desmineralización, se produce pérdida de sustancia en el esmalte, cuya primera manifestación clínicamente visible se denomina mancha blanca⁹.

Histopatología de la caries de esmalte

La lesión de esmalte, antes de formar una cavidad, analizada desde la superficie hacia la dentina presenta las siguientes zonas:

A- zona superficial aprismática o capa de Darling.

Es una franja permeable a la entrada de los productos bacterianos, especialmente a los ácidos. Presenta un grosor de 20 a 40 um con una porosidad de 5% y una pérdida de minerales de la zona superficial entorno al 5%.

Esta banda aparece relativamente intacta, en comparación con la gran porosidad y desmineralización que presenta el plano subyacente, denominado zona sub- superficial o cuerpo de la lesión.

La mayor resistencia de la zona superficial se debe a las circunstancias siguientes:

- 1- La mayor densidad del esmalte superficial como consecuencia del proceso de maduración.
- 2- Más resistencia a la acción disolvente de los ácidos, cuanto más alto sea su contenido de fluoruros.
- 3- La posibilidad de recristalizar minerales que vienen desde la profundidad por medios de un mecanismo de remineralización favorecido por la presencia de fluoruros.
- 4- La función protectora de la saliva y la película adquirida que tienden a disminuir la solubilidad del esmalte superficial.

B- Cuerpo de la lesión o zona sub- superficial.

Ocupa la mayor parte de la lesión de esmalte, se extiende desde la superficie del esmalte hasta la zona oscura. En esta zona, la desmineralización es más rápida, aumenta la solubilidad de los cristales y también la porosidad. En el centro su porosidad alcanza un 25% o más y la pérdida de mineral es la más alta entre 18% y 50%.

C- Zona Oscura

Es una banda ubicada hacia la periferia del cuerpo de la lesión, que presenta una porosidad de 2 a 4% de su volumen y una pérdida de minerales de 5% a 8%.

D- Zona translúcida

Se ubica en la zona más profunda de la lesión, que corresponde al frente de avance o de ataque interno. Esta zona es más porosa que el esmalte sano, siendo su porosidad de un 1% en contraste con el 0,1% del esmalte no afectado. Presenta una pérdida de mineral de 1 a 1.5%.

Brown y col. describen que la morfología dentaria determina las características de propagación de la lesión cariosa en superficies lisas y en zonas de fosas y fisuras. En superficies lisas se produce la desmineralización en forma de un cono cuya base mayor está ubicada en la superficie, en cambio, en las fosas y fisuras por la disposición de ellas y por la orientación de los prismas del esmalte, se producen dos lesiones en las paredes que determinan una forma de cono, cuya base mayor se orienta hacia la dentina⁹.

3. Materiales restauradores en lesiones cariosas de dientes temporales

a. Resinas Compuestas

Las resinas compuestas se definen como un material dental con una gran densidad de entrecruzamiento polimérico, reforzadas por una dispersión de sílice amorfo, vidrio, partículas de relleno cristalinas u orgánicas y/o pequeñas fibras que se unen a la matriz gracias a un agente de conexión¹⁰.

Estos materiales están siendo ampliamente utilizados en la odontología restauradora actual, debido a que presentan propiedades físicas y

mecánicas adecuadas para un material restaurador, así como excelentes propiedades estéticas¹¹.

Surgen en la década de 1960 y su empleo se ha ido incrementando progresivamente hasta convertirse en el material más usado en restauraciones estéticas directas¹².

Su origen data de la década de 1940, donde se introdujeron las denominadas “resinas acrílicas sin relleno”, las cuales a pesar de tener un mayor parecido a la pieza dentaria comparada con los materiales de la época, presentaban una baja resistencia al desgaste y una alta contracción de polimerización, lo que conllevaba a una filtración marginal elevada¹⁰.

Es así como se trató de incorporar un relleno a este material acrílico, con el fin de aumentar su resistencia mecánica y disminuir los cambios dimensionales, y no es hasta la década de 1960 cuando R.L. Bowen sintetizó un nuevo monómero, derivado de la combinación de una molécula epóxica como el bisfenol A con un glicidil dimetacrilato. La molécula resultante fue denominada BisGma y poseía un mayor peso molecular que los monómeros de las resinas acrílicas. A ella se le agregaron partículas de relleno inorgánico, las que fueron tratadas superficialmente con un vinil silano, con el fin de permitir una buena unión entre ambas partes¹³.

Por lo tanto debido a estos mejoramientos, fue posible obtener un material de restauración de características muy superiores a las antiguas resinas acrílicas sin relleno, y que corresponde a las resinas compuestas.

Las resinas compuestas constan de tres fases, que corresponden a¹⁴:

Matriz Orgánica

Está compuesta por un monómero que ser Bis GMA o UDMA, que tienen la propiedad de ser líquidos muy viscosos, lo que hace que se produzca una

pasta de difícil manejo, y que para poder controlar la consistencia de la pasta, fuera necesario agregar monómero de bajo peso molecular tales como el TEGDMA, el BISEMA6 o el BISEMA10, los que actúan como solventes del BisGMA o del UDMA sin embargo el único inconveniente que presentan estos solventes es que al ser de menos peso molecular, aumentan el grado de contracción del material al polimerizar. Una vez que interactúan estas sustancias se comenzará a formar un polímero¹⁴.

Fase Inorgánica

Está constituida por las partículas de relleno inorgánico, tales como el cuarzo, sílice, silicato de litio aluminio, cristales de bario, estroncio, zinc, e yterbio. El hecho de incorporar estas partículas de relleno a la matriz, mejora significativamente sus propiedades tanto físicas como mecánicas, debido que al haber menos matriz de resina en un compuesto, la contracción de polimerización se reduce¹⁶.

Fase de unión o acoplamiento

Corresponde a una molécula bifuncional derivada de silanos orgánicos, como el γ -metacriloxipropiltrimetoxisilano, la que puede reaccionar simultáneamente con la matriz orgánica y el relleno inorgánico, con el fin de conseguir una óptima unión entre ambos¹⁰.

Además de las tres fases anteriores las resinas compuestas presentar otros elementos constituyentes, tales como ¹⁰:

Sistema activador e iniciador

Los monómeros de metil metacrilato y dimetil metacrilato polimerizan por una reacción de polimerización por adición iniciada por radicales libres, los cuales pueden ser activados química o físicamente (calor o luz). El fotoiniciador más comúnmente empleado es la canforquinona, cuyo pick de sensibilidad es de 468nm dentro del espectro de la longitud de onda azul. La

exposición a la luz en una correcta longitud de onda (468 nm) produce un estado de excitación del fotoiniciador y su interacción con una amina alifática para formar radicales libres que inician la polimerización por adición¹⁰.

Inhibidores

Se utilizan para minimizar o evitar la polimerización espontánea de los monómeros. Estos inhibidores reaccionan con los radicales libres, formando productos de una breve exposición a la luz cuando se ha dispensado el material, y de esta manera impiden la propagación de la reacción en cadena terminando con la capacidad del radical libre de iniciar el proceso de polimerización¹⁰.

Modificadores Ópticos

Se incorporan al material para lograr una apariencia más natural de las estructuras dentarias¹⁰.

Propiedades de las resinas compuestas

1. Contracción de polimerización: La contracción es directamente proporcional a la cantidad de matriz orgánica. Se ha podido demostrar que, a pesar del grabado ácido del esmalte y el empleo de adhesivos, las tensiones generadas por esta contracción pueden superar la fuerza de adhesión de los composites a la estructura dental, lo que puede dar lugar a filtraciones marginales¹⁴. Para suprimir o limitar estos efectos se ha propuesto aplicar y polimerizar el composite por capas, reduciendo de ese modo la contracción efectiva¹⁴.
2. Conductividad térmica: Los composites proporcionan un buen aislamiento térmico para la pulpa dental¹⁴.

3. Expansión térmica: Al aumentar la cantidad de matriz orgánica aumenta igualmente el coeficiente de expansión térmica. Debido a ello, los composites de microrelleno tienen los máximos valores de expansión térmica, por consiguiente las restauraciones con estos composites experimentarán una mayor variación dimensional con las fluctuaciones de la temperatura oral¹⁴.
4. Absorción Acuosa: La absorción de agua consiste en la captación de líquido por un sólido. La matriz orgánica es la principal responsable de la absorción de agua, y por esto las resinas compuestas de microrelleno son más propensas a los cambios de color a causa de los pigmentos hidrosolubles que penetran en la matriz de resina¹⁴.
5. Radiopacidad: Para que un composite sea radiopaco debe contener un elemento de número atómico elevado, como bario, estroncio, bromo, zinc, zirconio, yterbio o yodo, ya que el carbono, el hidrogeno, el oxígeno y el silicio no atenúan los rayos x. Los composites de microrelleno contienen sílice, y por lo tanto no son radiopacos¹⁴.
6. Resistencia a la compresión y a la tracción: La resistencia suele aumentar de forma lineal con el porcentaje volumétrico de relleno. Con un mismo porcentaje volumétrico del relleno inorgánico, al disminuir el tamaño de las partículas aumenta la resistencia¹⁴.
7. Dureza, resistencia a la penetración y desgaste: Aquellos composites que contienen un mayor contenido de relleno permiten poner una mayor resistencia a la penetración no recuperable y al desgaste abrasivo ¹⁴.

Clasificación de resinas compuestas

A. Clasificación según su sistema de activación¹⁵:

- Resinas compuestas de autocurado.
- Resinas compuestas de fotocurado.
- Resinas compuestas de activación dual.
- Resinas compuestas termoactivadas.

B. Clasificación según el tipo de relleno¹⁰

- Resinas compuestas de macrorelleno: Corresponden a las resinas convencionales o de primera generación, donde las partículas de relleno inorgánico presentaban bastante irregularidades en relación a su tamaño, cuyo promedio era entre los 8 a 12 micrones de diámetro, aunque era posible encontrar partículas de 50 micrones. Además presentaban porosidad superficial y dificultad para lograr un pulido adecuado¹⁰.
- Resinas compuestas de microrelleno: Estas resinas poseen partículas de relleno de un tamaño mucho más uniforme, promediando los 0,04 micrones de diámetro. Sin embargo estas partículas no se pueden agregar en grandes cantidades, debido a su pequeño tamaño, ya que aumentarían demasiado su viscosidad. La propiedad más destacable de este material es que presentan un excelente acabado superficial, mejorando altamente la estética, es por ello que se reservaron para el sector anterior, donde además no se requiere una gran resistencia mecánica¹⁰.
- Resinas compuestas híbridas: Estas resinas compuestas buscan combinar las propiedades físicas y mecánicas de los sistemas de

partículas convencionales, al presentar una alta carga de relleno, y la capacidad de pulido de los sistemas de partículas de microrelleno, logrando resultados intermedios entre ambos sistemas. Por lo tanto el tamaño de partículas en este sistema híbrido oscila entre 0,04-5 micrones de diámetro¹⁰.

- Resinas compuestas microhíbridas: Se crean con la finalidad de mejorar aún más las propiedades estéticas de estos materiales. Corresponden a materiales muy similares a las resinas compuestas híbridas, pero con la diferencia de que la fracción de partículas grandes se ha uniformado a rangos entre 0.04- 3 micrones, con un promedio de tamaño que oscila entre los 0.4 y 0.8 micrones. Con esto se logró aumentar la carga de relleno, disminuir los cambios dimensionales, aumentar la resistencia mecánica y al desgaste. Presenta muy buenas propiedades estéticas, una alta capacidad de pulido y buena resistencia a la abrasión¹⁰.
- Resinas compuestas de nanorelleno: Corresponden a la última innovación en resinas, ya que presentan partículas de relleno que van de 0.02 – 0.075 micrones de diámetro, pero pueden ser agregadas en un alto porcentaje. Estos sistemas poseen una buena resistencia al desgaste gracias al tipo de relleno de estroncio vítreo que poseen. Este relleno nanométrico genera un pulido de larga duración de la resina compuesta, manteniendo las propiedades de resistencia mecánica¹⁰.

Para realizar nuestro trabajo de investigación, se utilizará una resina compuesta microhíbrida, cuyas indicaciones corresponden a¹⁷:

- Restauraciones directas anteriores y posteriores
- Técnica de Sándwich con ionómero de vidrio
- Reconstrucción de cúspides
- Reconstrucción de muñones

- Ferulizaciones
- Restauraciones indirectas anteriores y posteriores que incluyen inlays, onlays y coronas veneer.

b. Vidrio Ionómero

El VI es un material de restauración directa, el cual es capaz de unirse químicamente al esmalte y dentina. Las excelentes propiedades de este material, tales como; liberación de flúor, adhesión a la estructura dentaria, biocompatibilidad y coeficiente de expansión térmica similar al diente, los califican como materiales óptimos para actuar en el medio bucal²³.

Clasificación de los vidrios ionómeros

Existen diferentes tipos de vidrios ionómeros, la diferencia radica en su composición química y su indicación clínica.

Según composición:

1. Vidrio Ionómeros Convencionales: Presentan un endurecimiento químico de tipo ácido-base convencional. Se basan en la reacción de un polvo de vidrio silicato con un ácido poliacrílico. Ejemplos de estos son Ketac Fil de 3M Espe, Aquafil de Voco.
2. Vidrio Ionómeros de Alta Densidad: Presentan una alta proporción polvo-líquido y reacción de endurecimiento rápido. Se aplica en Odontología Mínimamente Invasiva. Ejemplos de estos vidrios Ionómeros son el Ketac Molar Easymix de 3M Espe, Ionofil molar de Voco, Riva Self cure de SDI.

3. Vidrio Ionómero reforzado con metales: Están compuestos por una aleación para amalgama o partículas de plata sintetizadas con la porción cerámica a altas temperaturas. Estos materiales tienen un aspecto opaco debido a la presencia de relleno del metal. Además presentan una baja resistencia a la fractura y una naturaleza frágil similar a los vidrios ionómeros convencionales por lo que se sugiere se apliquen otros métodos de retención adicional. Su proceso de endurecimiento es químico de tipo ácido-base, el cual es más rápido y por ende, su tiempo de trabajo es reducido.

4. Vidrios Ionómeros modificados con resina: Incorporan componentes resinosos, entre los que destacan el HEMA e iniciadores de polimerización. Las aplicaciones clínicas varían según formulación y proporción polvo- líquido indicada por el fabricante. Posee una mejor translucidez respecto a los ionómeros convencionales. La liberación de flúor y su biocompatibilidad es similar a los ionómeros convencionales. Su proceso de endurecimiento es químico de tipo ácido – base y también realiza un proceso de polimerización, por lo que puede encontrarse de fotopolimerización y de autopolimerización. Ejemplos de estos ionómeros son Vitrebond de 3M Espe, Viva Glass Cem de Vivadent, Riva Light cure de SDI^{24 25}.

Según su indicación clínica:

Tipo I

La principal característica de los materiales es su fluidez y se utiliza para la cementación de restauraciones indirectas o prótesis, dispositivos ortodóncicos y para la obturación endodóntica.

Tipo II

Los gránulos de estos vidrios ionómeros son más grandes que los de tipo I y se utiliza para restauraciones y muñones directos.

Tipo III

Comprende los indicados como recubridores cavitarios, liners y selladores de fosas y fisuras²⁴.

Propiedades de los vidrios Ionómeros

- Adhesividad.

La adhesión de los VI a los sustratos dentinarios prescinde de la aplicación de un agente intermediario. El mecanismo de adhesión de los VI a la estructura dentaria se basa teóricamente en un proceso dinámico de cambios iónicos. El ácido poliacrílico penetra en las estructuras dentarias, rompiendo la unión iónica de la hidroxiapatita y, consecuentemente, libera calcio y fosfato hacia el medio. Los iones positivos del calcio libre se unirán a los iones negativos del fosfato del cemento para establecer la neutralidad eléctrica. Dado que el esmalte es más mineralizado, la fuerza de unión en este es más alta que en la dentina²⁵.

- Biocompatibilidad.

La presencia de ácidos sin neutralizar en la etapa de fraguado inicial, puede ser irritante y provocar una leve reacción pulpar en cavidades profundas o cercanas a la pulpa.

La acidez del material disminuye con el tiempo y su peso molecular aumenta impidiendo una difusión por los túbulos dentinarios hasta la pulpa²⁴.

- Coeficiente de expansión térmica.

Los vidrios ionómeros presentan un coeficiente de expansión térmica muy similar al de las estructuras dentarias, lo que favorece otorgando soporte al esmalte.

La unión química que poseen los vidrios ionómeros con la estructura dentaria asociada a su coeficiente de expansión térmica lineal similares al diente contribuye además a mantener el sellado marginal.

- Liberación de flúor.

En la preparación de los cementos de vidrio ionómeros, después de mezclar el polvo con el ácido poliacrílico, los iones de flúor se liberan de la superficie de las partículas de vidrio. Luego del fraguado final del cemento, la matriz permanece porosa para el desplazamiento libre de iones hidroxilos y flúor. Además las partículas del polvo son relativamente porosas, lo que provocaría un movimiento constante dentro del cuerpo de la restauración.

La liberación de flúor es mayor durante las primeras 24 a 48 horas y va disminuyendo a medida que transcurre el tiempo y se estabiliza, a pesar que se mantiene durante toda la vida de la restauración. Es este el motivo por el cual se consideran verdaderos reservorios intrabucales de flúor, ya que son capaces de liberar e incorporar flúor. Es importante el rol del flúor en la cavidad bucal como mecanismo de prevención de caries dental, esto se evidencia en una menor pérdida de minerales en las zonas contiguas a la restauración.

La liberación de flúor puede provocar en los vidrios ionómeros un efecto cariostático aumentando al utilizarlos clínicamente²⁶.

Limitaciones de los Vidrios Ionómeros

A pesar de las grandes y nobles propiedades de estos materiales, los vidrios ionómeros presentan ciertas desventajas que limitan sus indicaciones. Principalmente en lo que respecta a la resistencia mecánica y a la tracción dimensional, estudios indican que su dureza es pobre, lo que hace que este material sea frágil y de más baja resistencia comparado con otros materiales²⁷.

La resistencia a la tracción es similar a la que poseen los cementos de fosfato de zinc. Los cementos de VI se fracturan y son frágiles en las pruebas de compresión diametral²⁷.

Los vidrios ionómeros tienen valores de solubilidad y desintegración mayores que otros materiales, medidos en agua por medio de una prueba de la ADA. Sin embargo, en un medio ácido estos cementos presentan valores bastante bajos en comparación a otros²⁸.

Además los vidrios ionómeros son bastante sensibles a la absorción del agua, especialmente en el momento de su manipulación en las cavidades dentarias y durante las primeras 24 horas a pesar que su resistencia aumenta lentamente hasta su fraguado final. Dentro de los factores importantes a considerar, es la aislación absoluta del campo operatorio, ya que la resistencia de los ionómeros aumenta cuando se aísla el material de la humedad durante las primeras fases de fraguado clínico.

Los vidrios ionómeros presentan una porosidad, que ocurre como consecuencia del aprisionamiento de burbujas dentro de la masa de estos cementos y que suelen quedar atrapados en el cuerpo del material.

Otra desventaja, es la pequeña variedad de colores, lo que va en relación con una pobre estética y limitada indicación en zonas anteriores.

Son menos estéticos respecto a las resinas compuestas, principalmente debido a que siguen siendo relativamente opacos en comparación con el propio diente²⁹. En la actualidad, han surgido una variedad de colores. Así lo demuestran los nuevos cementos VI que se han incorporado al mercado.

Es posible encontrar estudios acerca de la microfiltración, evaluando distintos materiales dentales. Hacen referencia al comportamiento entre vidrio ionómero, resinas compuestas y compómeros. Dejando claro que el mejor sellado lo

poseen las resinas compuestas por sobre el resto de los materiales estudiados³⁰.

Uno de los materiales utilizados en este estudio es un vidrio ionómero de alta densidad, Ketac Molar Easymix de 3M.

Ketac Molar Easymix fabricado por 3M ESPE, fue desarrollado para que el mezclado manual sea más sencillo y mantenga sus propiedades mecánicas, esto se logra mediante la granulación del polvo que le da una gran fluidez y lo hace más rápido, fácil de mezclar y dosificar. Además posee cuatro tonos de colores (A1, A3, A4, B2)³¹.

4. Adhesión a los tejidos dentarios

La adhesión se define como una atracción molecular o atómica entre dos superficies de contacto fomentada por una fuerza de atracción interfacial entre dos moléculas o átomos de dos especies distintas¹⁰. Sin embargo es necesario diferenciarla de la cohesión que corresponde a la atracción de moléculas del mismo tipo, en cambio en la adhesión ocurre una atracción entre diferentes tipos de moléculas¹⁰

De acuerdo con esto, la adhesión puede clasificarse en dos categorías según sea el mecanismo que se utilice para lograrla: mecánica y química¹².

A-Unión Mecánica

Es la que se logra exclusivamente por traba mecánica entre las partes a unir, y a su vez se clasifica en:

- Unión Macromecánica

Es aquella unión que se logra mediante diseños cavitarios que presentan una forma de retención o anclaje, dependiendo de si la restauración es directa (plástica) o indirecta (rígida), respectivamente¹⁸. Además es necesario considerar que las formas de retención en los diseños cavitarios dependen de la inclinación de sus paredes hacia el borde cavo superficial¹⁸.

Las formas de retención o anclaje se clasifican en¹⁹:

- Por fricción o roce
 - Por profundización
 - Por mortaja o cola de milano
 - Por compresión.
 - Por extensión a los conductos radiculares
 - Por pines o rieleras.
- Unión Micromecánica: Es aquella unión que se logra por dos mecanismos o efectos en los cuales están involucrados la superficie dentaria y los cambios dimensionales que al endurecer puedan tener los medios adherentes y/o el biomaterial restaurador ¹⁹. Los mecanismos implicados corresponden a¹⁹:
- Efecto Geométrico
 - Efecto Reológico.

B-Unión química

Es aquella que se produce cuando las partes se mantienen en contacto sobre la base de la fuerza lograda por la formación de uniones químicas entre ambas superficies involucradas¹².

Este tipo de unión se puede producir por:

- Enlaces Primarios: Se refiere a uniones a nivel de átomos. Específicamente se producen entre los electrones que están en la capa más externa del átomo. ¹⁹Dentro de ellos encontramos:
 - Enlace iónico: Es el resultado de la atracción mutua de cargas positivas y negativas ¹⁰. Se produce entre dos átomos de igual o distinta naturaleza que se unen, transfiriendo uno de ellos sus electrones de valencia, que son captados por los otros átomos con los cuales conformará un compuesto molecular¹⁹. En odontología, los enlaces iónicos se presentan en determinadas fases cristalinas de algunos materiales dentales, como el yeso y los cementos de fosfato¹⁰.
 - Enlace covalente: Es aquel en el cual dos átomos de igual o distinta naturaleza se unen compartiendo sus electrones de valencia¹⁹. Los enlaces covalentes se dan en muchos compuestos orgánicos, como las resinas dentales¹⁰.
 - Enlace metálico: Los átomos de los elementos de la parte izquierda de la tabla periódica tienen solo una pequeña cantidad de electrones de valencia. En ellos se alcanza una estructura estable simplemente perdiendo estos electrones externos, y la consecuente formación de una nube de electrones libres, que se mueven al azar entre los átomos que lo conforman. Esto es lo que los hace buenos conductores del calor y la electricidad, por lo que constituyen los electrones de conducción¹⁹.

- Enlaces secundarios: En comparación con los enlaces primarios, los secundarios no comparten electrones¹⁰. Se producen como consecuencia del desequilibrio electrostático entre los átomos que conforman una molécula, y en general se les conoce como fuerzas de Van der Waals¹⁹.

- Fuerzas de Van de Waals: Constituyen la base de la atracción bipolar, en general los electrones de los átomos se distribuyen equitativamente alrededor del núcleo y producen un campo electrostático alrededor del átomo. Sin embargo, este campo puede fluctuar, por lo que la carga es alternativamente positiva y negativa. Por tanto, se crea un dipolo fluctuante que atraerá otros dipolos similares, además estas fuerzas interatómicas son bastante débiles.

La adhesión a la estructura dentaria ha permitidos obtener varios beneficios entre los cuales están el sellado de la cavidad, lo cual protege al diente, elimina la iniciación de caries interna a la cavidad, previene la pigmentación de los márgenes cavitarios por microfiltración, permite el desarrollo de procedimientos operatorios innovativos y más conservadores, logra en alguna medida reforzar la estructura dentaria remanente debido a la integración del material restaurador y los tejidos duros del diente y finalmente, permite la realización de restauraciones de alta estética²⁰.

A pesar de ellos la composición de las estructuras dentarias no es homogénea, ya que la cantidad de componentes, tanto orgánicos como inorgánicos, de la dentina difieren de la presente en el esmalte¹⁰. Debido a ellos se ha demostrado que la adhesión conseguida en esmalte es superior a la alcanzada en dentina¹⁰.

La unión al esmalte grabado es uno de los procedimientos más usados y exitosos de la odontología y es parte rutinaria de la práctica odontológica moderna, para sistemas de resina compuesta. El tratamiento superficial del esmalte con ácido, como el ácido ortofosfórico al 37%, genera una remoción selectiva de los cristales de hidroxiapatita ocasionando una gran microporosidad y el aumento de la energía superficial que permite que monómeros hidrofóbicos de los composites se distribuyan fácilmente sobre

la superficie y penetren las microporosidades, los cuales al ser polimerizados forman una fuerte unión micromecánica²⁰.

Silverstonell en 1974 describió tres diferentes patrones de acondicionamiento ácido:²¹

- **Tipo I:** en que hay desmineralización preferencial en el interior del prisma del esmalte.
- **Tipo II:** En que hay desmineralización en la periferia del prisma del esmalte.
- **Tipo III:** El cual no presenta un patrón definido.

La adhesión en dentina no ocurre de la misma forma, pues la dentina es un substrato hidrofílico. Muchas de las dificultades de la adhesión a dentina se deben a la estructura histológica y a la variación de la composición dentinaria.²¹

Además de la propia histología del substrato, la adhesión dentinaria se torna más complicada por la presencia del barro dentinario, una camada de detritus resultante de la utilización de instrumentos rotatorios. El barro dentinario, que presenta 0.5 a 5 um de espesor, ocluye parcialmente los orificios de los túbulos dentinarios.²¹

El acondicionamiento ácido en el substrato dentinario remueve el barro dentinario, desmineraliza superficialmente la dentina, ensanchando la abertura de los túbulos dentinarios. Como la dentina es un substrato hidrofílico, hay necesidad de una estructura bi- funcional que haga la unión entre el substrato dentinario y la resina compuesta, que es hidrofóbica. Esta es la función del primer. El primer también altera la energía de superficie de la dentina, facilitando la adhesión²¹.

En la dentina desmineralizada e infiltrada por primer y adhesivo se forma una capa híbrida. La adhesión dentinaria depende no sólo de la capa híbrida, sino

también de prolongaciones resinosas en el interior de los túbulos dentinarios, entrelazados con las fibras colágenas, conocidos como tags resinosos²¹.

Con el fin de mejorar los resultados de resistencia adhesiva diferentes autores han propuesto realizar modificaciones en la técnica adhesiva, denominadas por ellos “estrategia de adaptación”, las cuales se mencionan a continuación²²:

1. Remover la capa más superficial con fresas, ya que esto supondría eliminar la zona hipermineralizada ácido- resistente. Sin embargo, algunos autores opinan que no reportaría ninguna ventaja puesto que produciríamos un barrillo dentinario también hipermineralizado, probablemente difícil de eliminar con grabado ácido y penetrar por los adhesivos autograbadores²².
2. Aumentar el tiempo de aplicación de ácidos y primers autograbadores, ya que hay trabajos que han obtenido mejores resultados cuando se aplican múltiples capas de autograbadores en la dentina esclerótica. El problema es que correríamos el riesgo de grabar en exceso la dentina sana adyacente, puesto que el grosor de la dentina esclerótica es muy irregular²².

Sin embargo, teniendo en cuenta lo anteriormente expuesto Ceballos (2004) recomienda lo siguiente²²:

- Realizar de forma rutinaria la técnica de grabado total con ácido ortofosfórico en concentraciones entre el 32- 37%. Estudios han puesto de manifiesto que aunque la retención clínica es menor que en dentina sana, se considera aceptable²².

A diferencia de lo que ocurre con las resinas compuestas, la adhesión de los cementos de vidrio ionómero a los sustratos dentarios prescinde de la aplicación de un agente intermediario. El mecanismo de adhesión se basa, teóricamente, en un proceso dinámico de cambios iónicos. El ácido poliacrílico

penetra en las estructuras dentarias, rompiendo la unión iónica de la hidroxiapatita y, consecuentemente, libera calcio y fosfato hacia el medio. Los iones positivos de calcio libres se unirán a los iones negativos del fosfato del cemento para establecer la neutralidad eléctrica. (22)

Debido a que el esmalte es más mineralizado, la fuerza de unión en éste es más alta que en la dentina²².

5. Fuerzas mecánicas

En el estudio de los materiales es interesante conocer las tensiones y deformaciones que en ellos producen las fuerzas externas, así como la tensión máxima que pueden soportar (resistencia). Medir la resistencia de un material representa medir cual es la carga externa necesaria para romper un cuerpo construido con ese material o cual es la tensión máxima que generan sus uniones antes de romperse.

Las fuerzas pueden actuar de distinta forma en un cuerpo, produciendo efectos diversos, por lo que se pueden describir diferentes tipos de fuerzas, según el efecto que generan sobre un cuerpo³².

Para facilitar la comprensión, las fuerzas pueden clasificarse en³²:

- **Fuerzas compresivas:**

Son fuerzas que actúan en la misma dirección y en sentido contrario, generando una tendencia a disminuir la longitud del cuerpo (comprimirlo).

- **Fuerzas traccionales:**

Son fuerzas que actúan en la misma dirección, pero en distinto sentido, generando una tendencia a aumentar la longitud del cuerpo (estirarlo).

- **Fuerzas de cizallamiento:** son fuerzas que actúan en distinto sentido y dirección, generando un corte en el material que son aplicadas.

En este estudio se va a medir tanto la resistencia a la tracción como la resistencia a la compresión de diferentes materiales odontológicos; Vidrio Ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix de 3M) y Resina Compuesta (Filtek Z250)

Resistencia a la tracción

Resistencia máxima de un material sujeto a una carga de tracción. Esfuerzo máximo desarrollado en un material en un ensayo de tracción³³.

Resistencia a la compresión

Esfuerzo máximo que puede soportar un material bajo una carga de aplastamiento. La resistencia a la compresión de un material que falla debido al fracturamiento se puede definir en límites bastante ajustados, como una propiedad independiente. Sin embargo, la resistencia a la compresión de los materiales que no se rompen en la compresión se define como la cantidad de esfuerzo necesario para deformar el material en una cantidad arbitraria. La resistencia a la compresión se calcula dividiendo la carga máxima por el área transversal original de una probeta en un ensayo de compresión³⁴.

Hipótesis de trabajo

La resina compuesta tiene mayor resistencia a la tracción y compresión en comparación con vidrio ionómero de alta densidad, como material restaurador en preparaciones estandarizadas *in vitro* en dientes temporales.

Objetivos

Objetivo principal

Comparar la resistencia a la tracción y compresión entre dos materiales dentales; resina compuesta y vidrio ionómero, como materiales de restauración en dientes temporales.

Objetivos específicos

- Determinar la resistencia a la tracción de la resina compuesta en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- Determinar la resistencia a la tracción del vidrio ionómero de alta densidad en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- Determinar la resistencia a la compresión de la resina compuesta en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- Determinar la resistencia a la compresión del vidrio ionómero de alta densidad en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- Realizar un análisis estadístico comparativo entre la resistencia a la tracción de la resina compuesta y el vidrio ionómero de alta densidad como material restaurador de preparaciones cavitarias estandarizadas en dientes temporales.
- Realizar un análisis estadístico comparativo entre la resistencia a la compresión de la resina compuesta y el vidrio ionómero de alta densidad como material restaurador de preparaciones cavitarias estandarizadas en dientes temporales.

Materiales y métodos

Diseño del estudio

El presente estudio experimental, *in vitro*, transversal, no controlado.

Muestra

- 40 dientes temporales. Estos dientes deben tener superficies libres de caries y libres de restauraciones.

Unidad de análisis:

- Se fabricaran un total de 80 muestras divididas equitativamente en dos grupos. Cada muestra será de 2mm x 2mm de sección y 2 mm de profundidad.

Variables

- Tipo de diente (anterior o posterior)
- Edad del diente
- Tiempo de grabado con ácido ortofosfórico al 37%
- Tiempo de polimerización del adhesivo
- Tiempo de polimerización de la resina compuesta
- Preparación de vidrio ionómero (proporción y tiempo espatulado)

Materiales

- Material, instrumento y equipo para protección del investigador:

1. Mascarillas
2. Guantes

3. Lentes protectores
4. Uniforme Clínico

- Materiales para mantenimiento de la muestra:

1. Suero fisiológico (solución salina 0,9%)
2. Jeringa de 10ml.
3. 40 dientes primarios.
4. Envases plásticos para recolección de las muestras.

- Materiales para preparación de las muestras:

1. Pinza de exploración.
2. Jeringa triple(Agua y Aire).
3. Cureta Hu-Friedy #11/12.
4. Escobillas de copa blanda.
5. Micromotor (Cavo Alemán®).
6. Turbina (Cavo Alemán®).
7. Pieza de mano (Cavo Alemán®).
8. Porta disco metálico y disco de diamante.
9. Fresa diamante de alta velocidad, redonda nº0.10

- Materiales para preparación Probetas:

1. Acrílico autocurado(Marche®).
2. Vaso Dappen siliconado.
3. Espátula de cemento metálica.
4. Pieza de mano (Cavo Alemán®).
5. Fresón metálico (tamaño mediano), para rebajar acrílico.

- Material, para aplicar sistema adhesivo y preparación de Vidrio Ionómero

1. Ácido ortofosfórico al 37%
2. Jeringa Triple (Agua y Aire).
3. Tips dentales
4. Adhesivo (single bond 3M)
5. Espátula para vidrio ionómero.
6. Block de mezcla.
7. Lámpara de foto polimerización de longitud de onda 460 nm (Coltolux LED ®).

- Materiales e instrumentos para restaurar las preparaciones cavitarias:

1. Espátula de resina
2. Resina compuesta (Filtek Z250)
3. Ketac Molar Easymix de 3M.
4. Gutaperchero

- Material, instrumento y equipo para la evaluación de la resistencia a la tracción y al desgaste:

Máquina de estudios universales Tinius Olsen, modelo H5K-S, para ensayos de tracción y compresión.



Imagen 1: Máquina de estudios universales Tinius Olsen, modelo H5K-S.

Método

La investigación se realizó de la siguiente forma:

1. Realización de cortes para la obtención de muestras:

Se realiza un corte vertical, eje longitudinal del diente, con disco carborundum en la parte media de la corona, dividiendo el diente en dos partes. Con este procedimiento, se obtendrán 80 muestras.

2. Preparación cavitaria:

Se confeccionan cavidades estandarizadas cuyas medidas son de 2 mm x 2mm de sección x 2mm de profundidad en cada muestra.

3. Obturación cavitaria:

Se rehabilitan 40 muestras con resina compuesta y 40 muestras con vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix).

Para poder realizar los ensayos de tracción y compresión se debe dejar una extensión de material restaurador para poder llevar a cabo el estudio.

Para la rehabilitación con resina compuesta se estandarizo el procedimiento:

- a. Se realiza una limpieza de la muestra con escobilla de copa blanda con agua.
- b. Se graba con ácido ortofosfórico al 37% 20 segundos en esmalte y 15 segundos en dentina.
- c. Se lava por 40 segundos.
- d. Se seca con mota de algodón durante 20 segundos.
- e. Se aplica una capa de adhesivo single bond de 3M.

- f. Se fotopolimeriza por 20 segundos.
- g. Se aplica una segunda capa de adhesivo single bond de 3M.
- h. Se fotopolimeriza por 20 segundos.
- i. Se aplica resina Filtek Z250 en cavidad estandarizada.

Para la rehabilitación con vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix) se estandarizó el procedimiento:

- a. Se realiza una limpieza de la muestra con escobilla de copa blanda con agua.
- b. En block de mezcla se prepara el material, con una proporción 1:1 (una cuchara enrasada con una gota de líquido).Indicaciones según fabricante.
- c. Espatular, extendiendo la pasta hasta lograr consistencia homogénea (30 segundos según fabricante)
- d. Aplicar material en cavidad estandarizada.

4. Confección de probetas: Las probetas (material donde se fija la muestra) se confeccionan con acrílico de autocurado.

5. Pruebas de resistencia a la tracción y compresión:

De las 40 muestras obturadas con resina compuesta, 20 de ellas se utilizaron para ensayos de tracción y las otras 20 muestras para ensayos de compresión.

De las 40 muestras obturadas con vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix), 20 de ellas se utilizaron en ensayos de tracción y las otras 20 muestras en ensayos de compresión.

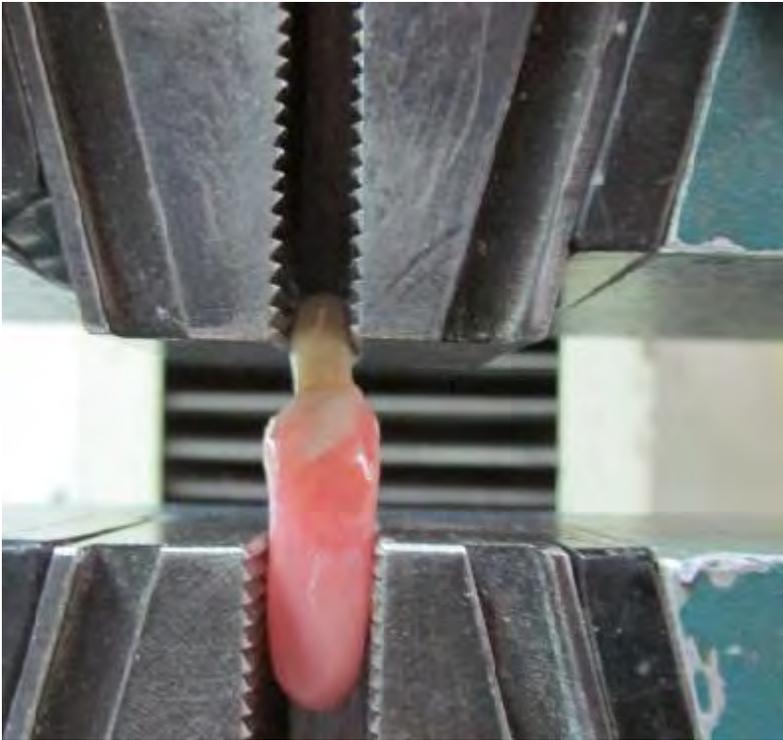


Imagen 2: ensayo de tracción.



Imagen 3: ensayo de compresión.

Resultados

Los resultados obtenidos de 80 muestras, de las cuales 40 de ellas fueron sometidas a ensayos de tracción (comparando 20 muestras restauradas con resina compuesta y 20 muestras con vidrio ionómero de alta densidad) y 40 muestras sometidas a ensayos de compresión (20 muestras restauradas con resina compuesta y 20 muestras con vidrio ionómero de alta densidad), se observan en la siguiente tabla:

Tracción:

Resina	Vidrio Ionómero
45.3 N	20.5 N
98.5 N	27.5 N
124.5 N	15.7 N
66.8 N	27.3 N
85.7 N	32.7 N
16 N	21.2 N
45.8 N	11.3 N
88.2 N	42 N
81.2 N	7.5 N
83.2 N	19 N
48.5 N	23.5 N
57.8 N	13.8 N
32 N	11.5 N
50.3 N	17.8 N
91.2 N	21.2 N
91.5 N	15.3 N
55.3 N	37.7 N
16.8 N	31.4 N
57.3 N	29.3 N

80.4 N	15.6 N
--------	--------

Tabla 1: Valores en N (newton) obtenidos en ensayos de tracción.

Compresión:

Resina	Vidrio ionómero
2719 N	397 N
2505 N	354 N
3046 N	488 N
2250 N	736 N
3479 N	951 N
2836 N	596 N
1765 N	828 N
2150 N	1018 N
2604 N	798 N
2004 N	650 N
1688 N	720 N
2530 N	340 N
1854 N	380 N
2324 N	543 N
3856 N	562 N
1991 N	430 N
1922 N	445 N
2436 N	390 N
3532 N	680 N
2120 N	610 N

Tabla 2: Valores en N (newton) obtenidos en ensayos de compresión.

Se utilizó el test de Shapiro Wilk para datos de distribución normal, donde si el valor p es igual o mayor a α , la hipótesis nula no es rechazada, si el valor p es menor a α , la hipótesis nula es rechazada. Se utilizó un α de 0.05.

Los datos obtenidos del análisis fueron analizados estadísticamente con el programa Stata 13.1, por el Dr. Benjamín Martínez R. Obteniéndose los siguientes resultados:

	Resina Compuesta	Vidrio Ionómero
P (Tracción)	0.68	0.65
P (Compresión)	0.12	0.25

Tabla 3: Test Shapiro Wilk

Se utilizó T de Student en el análisis estadístico, donde los resultados son:

Tracción:

Grupos	N (número de muestras)	PROMEDIO ±DS
A (Resina compuesta)	20	65.8 ± 28.2
B (Vidrio ionómero de alta densidad)	20	22.1 ± 9.2

T=6,59 ; P< 0,0005

Tabla 4: T de Student en resultados en fuerzas de tracción.

Compresión:

Grupos	N (número de muestras)	PROMEDIO ±DS
A (Resina compuesta)	20	2480.6 ± 613.3
B (Vidrio ionómero de alta densidad)	20	595.8 ± 200.3

T= 13,065; P< 0,0005

Tabla 5: T de Student en resultados en fuerzas de compresión.

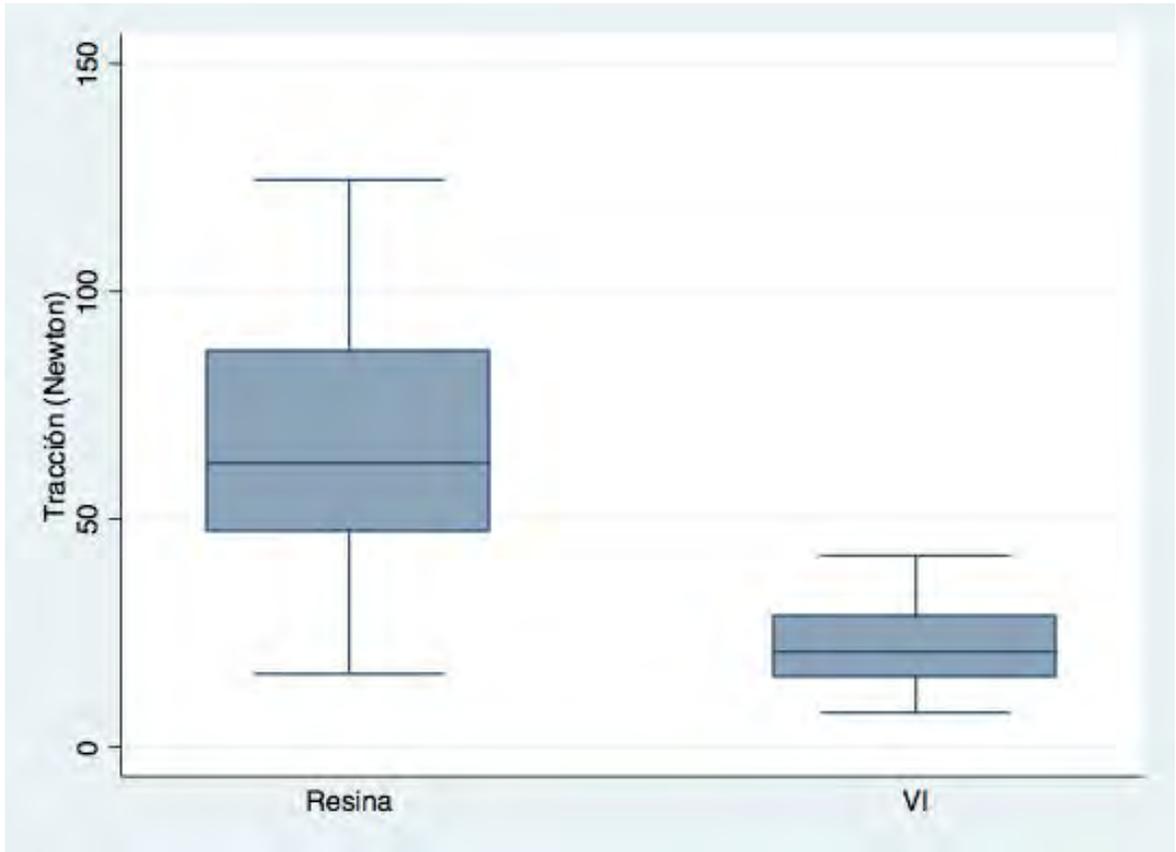


Tabla 6: Gráfico de cajas de distribución en cuartiles para fuerzas de tracción.

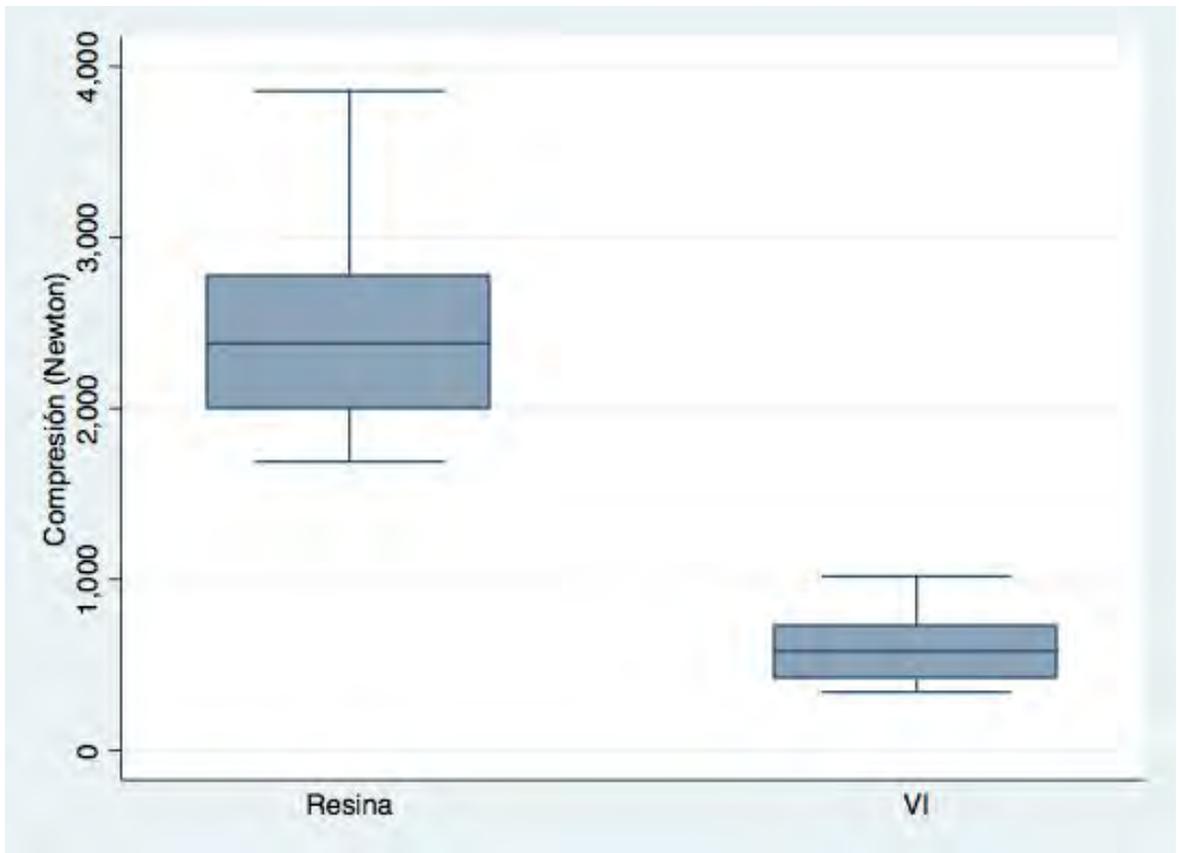


Tabla 7: Gráfico de cajas de distribución en cuartiles para fuerzas de compresión.

Discusión

De acuerdo a los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación, que consistió en el análisis de 80 muestras obtenidas de dientes temporales sanos, donde el 50% de ellas fue sometida a ensayos de resistencia a fuerza de tracción y el otro 50 % sometida a fuerzas de compresión. La mitad del total de las muestras fue restaurada con resina compuesta (Filtek Z250) y la otra mitad con vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix).

Según el Test de Shapiro Wilk para datos de distribución normal, donde el valor p obtenido (probabilidad de obtener una estadística de prueba igual o más exacta que el resultado obtenido a partir de los datos de la muestra) de los resultados, es mayor que el valor α , con ese valor se defiende que la hipótesis del trabajo, no se rechaza y que los datos obtenidos siguen una distribución normal. Esto se puede corroborar con los gráficos de la tabla 6 y 7 (distribución normal para tracción y compresión).

En el segundo Test que se utilizó, Test de Student, se observa en los ensayos de tracción: $T: 6,59$; $P < 0,0005$ y en los ensayos de compresión: $T: 13,065$; $P < 0,0005$. Esto indica que para ambas variables (tracción y compresión) los valores son altamente significativos (tabla 4 y 5). Esto quiere decir que en los ensayos de resistencia a la tracción al igual que en los de compresión, la resina compuesta (Filtek Z250) presenta mayor resistencia que el vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix).

Este amplio margen de diferencia presentado en los ensayos de tracción, donde la resina compuesta lidera frente al vidrio ionómero de alta densidad, puede deberse al factor de acondicionamiento dentario previo a la aplicación del material.

La unión al esmalte grabado es uno de los procedimientos más usados y exitosos de la odontología y es parte rutinaria de la práctica odontológica

moderna, para sistemas de resina compuesta. El tratamiento superficial del esmalte con ácido, como el ácido ortofosfórico al 37%, genera una remoción selectiva de los cristales de hidroxiapatita ocasionando una gran microporosidad y el aumento de la energía superficial que permite que monómeros hidrofóbicos de los composites se distribuyan fácilmente sobre la superficie y penetren las microporosidades, los cuales al ser polimerizados forman una fuerte unión micromecánica²⁰.

A diferencia de lo que ocurre con las resinas compuestas, la adhesión de los vidrio ionómero al sustrato dentario prescinde de la aplicación de un agente intermediario. El mecanismo de adhesión se basa, teóricamente, en un proceso dinámico de cambios iónicos. El ácido poliacrílico penetra en las estructuras dentarias, rompiendo la unión iónica de la hidroxiapatita y, consecuentemente, libera calcio y fosfato hacia el medio. Los iones positivos de calcio libres se unirán a los iones negativos del fosfato del vidrio ionómero para establecer la neutralidad eléctrica²².

La unión micromecánica presente entre el tejido dentario y la resina compuesta es mayor a la unión química presente entre el tejido dentario y el vidrio ionómero de alta densidad. Esto se corrobora con el promedio que se obtuvo en la resistencia a la tracción en resina compuesta: 65.8 Newton, frente al promedio del vidrio ionómero de alta densidad: 22.1 Newton.

Con respecto, a los ensayos de compresión, quedo claramente evidenciado que la resina compuesta (Filtek Z250) presenta mayor resistencia al ser comparado con el vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix). Esta diferencia significativa entre ambos materiales, puede deberse a las limitaciones del vidrio ionómero, principalmente, en lo que respecta a la resistencia mecánica.

Estudios indican que su dureza es pobre, lo que hace que este material sea frágil y de más baja resistencia comparado con otros materiales²⁷. Los vidrios ionómeros tienen valores de solubilidad y desintegración mayores que otros

materiales, medidos en agua por medio de una prueba de la ADA²⁸. Además los vidrios ionómeros son bastantes sensibles a la absorción del agua, especialmente en el momento de su manipulación en las cavidades dentarias y durante las primeras 24 horas a pesar que su resistencia aumenta lentamente hasta su fraguado final. Los vidrios ionómeros también presentan porosidad, que ocurre como consecuencia del aprisionamiento de burbujas dentro de la masa de estos cementos y que suelen quedar atrapados en el cuerpo del material²⁸.

Estas limitaciones presentes en el vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix) se comprueban al ser comparado con resina compuesta (Filtek Z250) en los ensayos de resistencia a la compresión. Donde los promedios obtenidos, 595.8 Newton para vidrio ionómero de alta densidad es significativamente menor a la resistencia de compresión obtenida por resina compuesta, 2480.6 Newton.

Pareciera que las resinas compuestas poseen una clara ventaja respecto al vidrio ionómero de alta densidad, pero no se debe olvidar la etiología de la lesión y la historia del diente, teniendo una buena anamnesis y examen clínico.

Es importante considerar al momento de elegir un material de restauración dental, tiempo de estadía en boca, riesgo biológico bucal, técnica de manipulación (importantísimo en odontopediatría), reservorio de flúor, etc. Ya que de alguna manera aunque las resinas presentan propiedades superiores al vidrio ionómero, estos últimos son de uso masivo en odontología pediátrica.

Conclusión

A partir del trabajo de investigación, realizado el año 2015 en la Universidad Andrés Bello, sede Santiago. Se puede concluir:

- La resina compuesta (Filtek Z250) presenta una resistencia a la tracción, promedio de 65.8 Newton en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- El vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix) presenta una resistencia a la tracción, promedio de 22.1 Newton en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- La resina compuesta (Filtek Z250) presenta una resistencia a la compresión, promedio de 2480.6 Newton en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- El vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix) presenta una resistencia a la compresión, promedio de 595.8 Newton en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- La resina compuesta (Filtek Z250) presenta mayor resistencia a la tracción que el vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix) como material restaurador en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- La resina compuesta (Filtek Z250) presenta mayor resistencia a la compresión que el vidrio ionómero de alta densidad (Ketac Molar Easymix) como material restaurador en preparaciones cavitarias estandarizadas realizadas en dientes temporales.
- Por último, se confirma la hipótesis establecida “La resina compuesta tiene mayor resistencia a la tracción y compresión en comparación con vidrio ionómero de alta densidad, como material restaurador en preparaciones estandarizadas *in vitro* en dientes temporales”.

Sugerencias

Se sugiere hacer otros estudios y comparar resinas compuestas con vidrios ionómeros de alta densidad de otras marcas comerciales.

Referencias bibliográficas

1. Ministerio de Salud. “Guía Clínica Salud Oral integral para niños y niñas de 6 años”. Santiago: Minsal, 2013.
2. Aguilar-Ayala FJ, Duarte-Escobedo CG, Rejón-Peraza ME, Serrano-Piña R, Pinzón-Te AL. Prevalencia de caries de la infancia temprana y factores de riesgo asociados. *Acta Pediat Mex* 2014;35:259-266.
3. American Academy of Pediatric Dentistry: Policy on early childhood caries (ECC): Unique challenges and treatment options. *Pediatr Dent* 25 (7): 27-28, 2004.
4. Navarro MF, Bresciani E, Esteves T, Cestari T, Henostroza N. Tratamiento Restaurador Atraumático-Manual Clínico. Lima. International Association for dental Research-Sección Perú, 2007. p. 12–16.
5. Cabral RJ. Gran reconstrucción de dientes anteriores, con resinas compuestas; alternativa a la prótesis: reporte de un caso. *Rev Asoc Odontol Argent.* 2010;98(1):63-8.
6. Kardong, K. V., Vertebrados. Anatomía comparada, función, evolución, 2.^a ed. (McGraw Hill Interamericana, 1999), p. 220.
7. Esponda Rafael (2006). Anatomía Dental. México: Universidad Autónoma de México.
8. Odontología pediátrica Alejandro Escobar Muñoz, Capítulo III Anatomía e histología de la dentición temporal pág 57.
9. Henostroza G (2005). Diagnóstico de caries dental, 1era ed. Lima: Universidad Peruana Cayetano Heredia; capítulos 1 y 2.
10. Anusavice K. Philips R. (2004). Philips ciencia de los materiales dentales. 11° Edición. Madrid, España. Editorial Elsevier. Capítulo 2: Estructura de la materia y principios de la adhesión y capítulos 15: Resinas para restauraciones.
11. Dauvillier BS. Hubsch PF. Aarnts MP. Feilzer AJ. (2001). Modeling of viscoelastic behaviour of dental chemically activated resin composites during curing *Revista J Biomed Mater Res*, 58(1):16-26.

12. Swift EJ Jr. Perdigao J. Heymann HO. (1995). "Bonding to enamed and dentin: a brief history and state of the art" *Revista Quintessence Int*, 26(2):95-110.
13. Leinfelder KF. (1997). "New developments in resin restorative systems" *Revista J Am Dent Assoc*, 128(5):573-581.
14. Craig R. O'Brien W. Powers J. (1999). *Materiales dentales, Propiedades y manipulación* 6 Edicion Madrid, España, Editorial Harcourt Brace. Capítulo 2: Propiedades de los materiales y capitulo 4: Materiales para restauraciones estéticas directas.
15. Villegas M. Bader M. Ehrmantraut M. (2005). "Análisis comparativo in vitro de la tensión diametral en restauraciones realizadas con resinas compuestas fotopolimerizadas con lámparas halógenas y lámparas L.E.D" Universidad de Chile.
16. Neuvald L. Consolaro A. (2000) " Cementoenamel junction: microscopic analysis and external cervical resorption" *Revista J Endo*, 26(9):503-508.
17. "Filtek Z250 Restaurador Universal, Perfill Tecnico del producto "3M Center, USA.
18. Goldstein R. (20002). *Odontología Estética*. 1 Edición. Editorial Ars Médica. Volumen 1.
19. Henostroza G. (2003). *Adhesión en odontología Restauradora*. 1° edición Curitiba, Brasil. Editorial Maio. Capítulo 2: Fundamentos de la adhesión dental y capitulo 3: Polimerización y adhesión.
20. Erickson RL. Glasspole EA. (1994). "Bonding to tooth structure: a comparasion of glass ionomer and composite resine systems" *Revista J Esthet den*, 6(5):227-244.
21. Cachute T. Miotto R. (2004). "Adhesive systems in the modern restorative dentistry" *Revista Odontologica Dominicana* (10): 7-10.
22. Ceballos García L. (2004). "Adhesión a dentina afectada por caries y dentina esclerótica" *Revista Av Odontoestomatol*. 2(20):71-78.

23. Steenbecker O, Garona W, Souza Costa, Uribe Echeverría, Núñez Norma, Priotto Elba, "Principios y bases de los biomateriales en operatoria dental estética adhesiva" 2006.
24. Henostroza G.H Estética en Odontología Restauradora .1ª Ed. Madrid, España 2006; 10: 267-306.
25. Phillips. Kenneth J. Anusavice, Ph. D. Ciencias de los materiales dentales. 11ª Ed. Barcelona, España. 2003; 16:471-484.
26. Mount. G.J: Glass ionomer cements: past, present and future. Oper. Dent., 1994; 19:82-90.
27. Mount. G.J.: Clinical placement of modern glass-ionomercements. Quintessence Int. 1993; 24:99-107.
28. Robert G.Craig. Materiales de Odontología restauradora. 10ª Ed. España 1998. 8: 192-194.
29. Macchi R. Materiales Dentales. Cuarta Ed. Buenos Aires, Argentina. Editorial médica Panamericana. 2007. 12: 150-156.
30. Verma G. Kamika, Verma Pradhuman, Trivedi Ashwarya. Evaluation of microleakage of various restoratives materials: An in vitri study. J Life Sci. 2011; 3(1):29-33.
31. <http://www.3m.com/cms/mx/es/2-21/FckIzFZ/view.html>
32. Macchi R. (2007). Materiales Dentales. 4ª Edición. B. Aires, Argentina. Editorial Médica Panamericana. Capítulo 2; Propiedades de los materiales, Capítulo 3; Sistemas, materiales y adhesión, Capítulo 12: Ionómero y Capítulo 13: Composites.
33. <http://www.instron.com.es/wa/glossary/Tensile-Strength.aspx>
34. <http://www.instron.com.ar/wa/glossary/Compressive-Strength.aspx>

Anexos



Consentimiento informado

A través del presente lo invitamos a participar a Ud. y su hijo (a) de un trabajo de investigación titulado: “Estudio comparativo in vitro de la resistencia a la tracción y al desgaste en restauraciones estandarizadas realizadas con resinas compuestas v/s vidrio ionómero de alta densidad en dientes temporales”.

Por este motivo es que solicito la autorización para utilizar el o los dientes extraídos que están con indicación de exodoncia por su tratante, para utilizarlos en el estudio de investigación de Karina Parra y Daniela Villagrán alumnas de 6 año de la facultad de odontología de la universidad Andrés Bello.

Esta colaboración no implica mayor tiempo clínico que el que utilizará su tratante para la exodoncia y no supone ningún riesgo para su salud.

El beneficio que se obtendrá con este estudio, será comparar dos materiales de restauración dental.

Se informa además que los datos serán confidenciales y serán de uso exclusivo para este estudio.

Autorización:

Yo, _____, RUT. N° _____
autorizo a mi hijo(a) _____ para participar
en forma voluntaria en el Estudio comparativo in vitro de la resistencia a la
tracción y al desgaste en restauraciones estandarizadas realizadas con resinas
compuestas v/s vidrio ionómero de alta densidad en dientes temporales.
Confirmando que estoy en conocimientos del procedimiento que se realizara en mi

boca, que no recibiré ninguna compensación de tipo económica y que tengo el derecho de retirarme de la investigación cuando lo desee o no participar de ella sin ningún tipo de sanción

Firma Padre o Apoderado

Nombre del Investigador: Karina Parra y Daniela Villagran

Fono: 95310262-92654063



Santiago, 5 de abril de 2015.

Autorización para trabajar en las dependencias de clínica odontológica UNAB para proyecto de investigación "Estudio comparativo in vitro de la resistencia a la tracción y al desgaste en restauraciones estandarizadas realizadas con resinas compuestas y/v vidrio ionómero de alta densidad en dientes temporales".

Estimado Dr. Luis Lecaros, director de clínica odontológica UNAB sede Santiago:

Junto con saludarlo me dirijo a Ud. Para solicitar su colaboración en el proyecto de tesis para optar al título de Cirujano Dentista "Estudio comparativo in vitro de la resistencia a la tracción y al desgaste en restauraciones estandarizadas realizadas con resinas compuestas y/v vidrio ionómero de alta densidad en dientes temporales" de las licenciadas en odontología Karina Parra y Daniela Villagrán, la cual tiene por objetivo comparar la resistencia de la tracción y el desgaste de dos materiales dentales de uso odontopediátrico. Esta investigación consista en recolectar dientes temporales de pacientes pediátricos que acuden a la clínica odontológica UNAB, efectuar un consentimiento informado, a los padres o tutores del menor, de la investigación y posteriormente realizar preparaciones cavitarias estandarizadas en dichas muestras que serán restauradas con los dos tipos de materiales odontológicos.

Contamos con el respaldo de nuestro tutor encargado la Dra. Ximena Muñoz y de la Dra. Georgina Toro.

Junto a lo anteriormente explicado deseamos solicitar autorización para utilizar las dependencias de la clínica odontológica UNAB, comprometiéndonos a que nuestra investigación no interferirá en las acciones clínicas de los alumnos, tanto de pregrado como de postgrado, que contribuyan en este estudio.

Sin otro particular se despide atentamente:

Karina Parra y Daniela Villagrán
Licenciadas en Odontología
Internas de 5to año Universidad Andrés Bello

Dr. Luis Lecaros
Rut y Timbre