

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
COORDINACIÓN GENERAL DE PROCESOS DE GRADUACIÓN



TRABAJO DE GRADUACIÓN
PARA OBTENER EL TÍTULO DE
DOCTOR EN CIRUGIA DENTAL

TITULO:

“EVALUACIÓN DE LA MICRODUREZA SUPERFICIAL EN CEMENTO DE
RESINA AUTOADHESIVA, UTILIZANDO TRES SISTEMAS DIFERENTES
DE MEZCLADO.”

ELABORADO POR:

CARLOS ALBERTO ALFARO PORTILLO
MANUEL ALBERTO CAÑADA ORTIZ
JULIO ALFREDO OSEGUEDA MEARDI
JUAN JOSÉ VÁSQUEZ CORDERO

DOCENTE DIRECTOR:

DR. RENATO GUIDO SOTO

CIUDAD UNIVERSITARIA, ENERO DE 2008

AUTORIDADES

MSc. RUFINO ANTONIO QUEZADA SANCHEZ
RECTOR DE LA UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR

ARQ. MIGUEL ANGEL PEREZ RAMOS
VICERECTOR ACADÉMICO

MSc. OSCAR NOE NAVARRETE ROMERO
VICERECTOR ADMINISTRATIVO

DR. MANUEL DE JESUS JOYA ABREGO
DECANO DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DR. JOSE SAUL RAMIREZ PAREDES
VICEDECANO DE LA FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DRA. ANA GLORIA HERNANDEZ DE GONZALEZ
SECRETARIA

DRA. AIDA LEONOR MARINERO DE TURCIOS
DIRECTORA DE EDUCACIÓN ODONTOLÓGICA

JURADO EVALUADOR

DR. MAURICIO EDUARDO MENDEZ RENDEROS

DR. RAFAEL EDUARDO GUERRERO ARIAS

DR. RENATO GUIDO SOTO

AGRADECIMIENTOS

- Al Dr. Renato Guido Soto por brindarnos su apoyo y tiempo para compartir sus conocimientos con nosotros.
- A la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica, por abrirnos sus puertas y facilitar el uso de las instalaciones y equipos.
- Al Dr. David La Fuente, Director de investigación de Biomateriales de la Universidad de Costa Rica, quien brindo su valiosa colaboración, su tiempo y fina atención, por guiarnos y darnos confianza para la ejecución de las pruebas.
- Al señor Jaime Valladares representante de 3M-ESPE de El Salvador, quien brindó el apoyo para el desarrollo de la investigación facilitando el uso de equipo y materiales dentales.

DEDICATORIA

Carlos Alberto Alfaro Portillo

- Gracias a Dios sobre todas las cosas porque me guió hasta la consecución de mi carrera, me iluminó en todo momento y me dio fuerzas para salir adelante.
- A mis amados padres que son el ejemplo en mi vida y el modelo a seguir, por sus sabios consejos, por sus palabras de aliento, por su apoyo en cada momento y por esa confianza ciega en mí.
- A mi hermanita, por brindarme su apoyo incondicional y por estar presente en los momentos más importantes de mi vida inspirando confianza y aliento para triunfar. Te quiero.

Juan José Vásquez cordero.

- A DIOS, por ser mi fortaleza siempre y guiar mi vida de la mejor manera.
- A MIS PADRES, ya que DIOS me dio la oportunidad de tener cuatro madres y dos padres ¡que mejor bendición!
- A EL AMOR DE MI VIDA Y MIS AMIGOS, que han sido uno de los pilares fuertes que sostienen mi vida. Gracias a la vida por cruzarnos en el camino, los quiero mucho.

Manuel Alberto Cañada Ortiz

Dedico esta investigación, primeramente a Dios todopoderoso que ha estado a mi lado y no me ha desamparado, también le doy infinitas gracias a mis padres Jorge Cañada y Miriam de Cañada por ayudarme a culminar mi carrera con éxito, a toda mi familia en general por no dejarme flaquear e impulsarme en todas mis necesidades, y finalmente a mi esposa Daniela de Cañada y a mi pequeño gran hijo Samuel.

Julio Alfredo Osegueda Meardi.

A mi familia toda (inclusive la familia Citaleca Valdivieso- Vásquez, que me recibió en su hogar y me hizo parte de ella en este 2007), en especial a mis "viejos", quienes me han apoyado en todas las decisiones (acertadas y no tan acertadas) durante toda la vida, a mis hermanos que siempre han estado conmigo, a mi sobrino y mi futura sobrina, quienes han dado un nuevo sentido a esta vida y a los amigos de siempre que han contribuido grandemente a formar a esta persona que hoy escribe.

ÍNDICE GENERAL.

	PÁG.
INTRODUCCIÓN.....	9
OBJETIVOS.....	10
OBJETIVOS GENERALES.....	10
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	10
HIPÓTESIS.....	11
REVISIÓN DE LA LITERATURA.....	12
MATERIALES Y MÉTODOS.....	20
TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	20
VARIABLES E INDICADORES.....	21
ELABORACION DE CUERPOS DE PRUEBA	21
DESCRIPCION DEL EXPERIMENTO	23
RECOLECCIÓN Y ANÁLISIS DE LOS DATOS.....	25
MATERIALES, RECURSOS HUMANOS Y FINANCIEROS.....	26
RESULTADOS.....	27
DISCUSIÓN.....	31
CONCLUSIONES.....	35
RECOMENDACIONES.....	36
BIBLIOGRAFÍA.....	37
 ANEXOS.	

RESUMEN.

La presente investigación evaluó el índice de microdureza en los cementos de resina de curado dual mediante el test de microdureza Vickers; el material utilizado fue Rely X Unicem Aplicap™ (3M-ESPE) para el cual fueron utilizados tres sistemas diferentes de mezcla: ESPE RotoMix™ (3M-ESPE), Amalga Mix (GNATUS) y el amalgamador Z1-A (ZENITH); también empleamos el Rely X Unicem U100™ (3M-ESPE) mezclado manualmente. Se conformaron 4 grupos con 15 cuerpos de prueba cada uno, autopolimizados. Una vez polimerizados los cuerpos de prueba se marcaron la superficie tope (superficie en contacto directo con el medio externo) y fueron almacenados en su respectivo grupo en papel aluminio en un recipiente seco y oscuro a prueba de luz durante 48 horas, con el objetivo de evitar sobrepolimización y el contacto con otras sustancias que puedan alterar el valor de la microdureza. Para la obtención de los valores de microdureza se realizaron la prueba de microdureza de Vickers, la cual se realizó a través del microdurometro Micromet® 2001 Microhardness Tester (Buehler) con una carga de 200 gramos/fuerza durante 15 segundos para cada superficie. En el análisis estadístico se realizaron dos pruebas: Análisis de Varianza (ANOVA) y el test de Tukey en los cuales se demostró diferencias estadísticas entre el sistema ESPE RotoMix™ con el amalgamador Z1-A (ZENITH), entre los demás no existe diferencia significativa (Amalga Mix y el Rely X Unicem U100™). Con los resultados obtenidos se concluyó que el cemento de resina de curado dual Rely X Unicem Aplicap™ obtuvo mejores resultados al ser mezclado con el sistema Z1-A (ZENITH).

INTRODUCCIÓN

Los agentes de cementación en prostodoncia, desde sus inicios, han jugado un papel importante en la fijación de restauraciones indirectas y sello de la interfase, lo cual ha propiciado que las exigencias de los profesionales en cuanto a biocompatibilidad con los tejidos dentarios y propiedades físico-mecánicas de los cementos vayan en aumento.

Para facilitar el trabajo de mezcla y evitar errores en la dosificación de los componentes de los cementos dentales durante la práctica clínica, están disponibles sistemas capsulares predosificados que requieren aparatos de mezcla especiales. El inconveniente de esas presentaciones, es la necesidad de que odontólogos jóvenes tengan que adquirir sistemas de mezcla, incrementándose por consiguiente los costos de las restauraciones. Por otra parte los odontólogos de mas experiencia han reciclado y puesto a trabajar amalgamadores que quedaron en desuso tras la perdida de popularidad de la amalgama de plata ante materiales cada vez mas estéticos.

Este trabajo surgió por la inquietud de conocer si estos aparatos “antiguos” proporcionan una opción confiable para los odontólogos cuando coloquen una restauración.

3.) OBJETIVOS

Objetivo general:

- Evaluar el índice de microdureza superficial del cemento de resina autoadhesiva de curado dual Rely X Unicem Aplicap™ utilizando tres sistemas diferentes de mezclado.

Objetivos específicos:

- Determinar el índice de microdureza superficial en números de dureza Vickers en la superficie tope de los cuerpos de prueba en incrementos de 2 mm. del cemento de resina autoadhesiva de curado dual Rely X Unicem Aplicap™, utilizando amalgamador Z-1A (Zenith) con autopolimerizado.
- Determinar el índice de microdureza superficial en números de dureza Vickers en la superficie tope de los cuerpos de prueba en incrementos de 2 mm del cemento de resina autoadhesiva de curado dual Rely X Unicem aplicap™ utilizando ESPE RotoMix™ (3M-ESPE) con autopolimerizado.
- Determinar el índice de microdureza superficial en números de dureza Vickers en la superficie tope de los cuerpos de prueba en incrementos de 2 mm del cemento de resina autoadhesiva de curado dual Rely X Unicem Aplicap™, utilizando mezclador AmalgaMix II (Gnatus) con autopolimerizado.

4.) HIPOTESIS

El cemento de resina autoadhesiva de curado dual Rely X Unicem Aplicap™, posee igual índice de microdureza superficial utilizando incrementos de 2mm autopolimerizados, independientemente del sistema de mezclado.

5.) REVISION DE LA LITERATURA

La búsqueda de materiales biocompatibles a la estructura dentaria y la exigente demanda de estética han conducido al desarrollo de numerosos sistemas de adhesión. Los cementos dentales son materiales encargados de proporcionar estabilidad a estas nuevas restauraciones altamente estéticas para lo cual, Díaz Arnold, Vargas y Haselton (1999), menciona que además de los sistemas convencionales de cementado se han obtenido materiales cementantes a base de ionómero de vidrio; resina, ionómero de vidrio reforzado con resina y compómeros (resina composita modificada con poliácidos)¹.

5.1) Propiedades físico-mecánicas de los cementos:

Un cemento dental, se puede definir como una sustancia moldeable para sellar las uniones y unir dos materiales. Para obtener una restauración indirecta óptima, se necesita un agente cementante cuyas propiedades físicas-biológicas y características de manipulación (tiempo de trabajo, fraguado y facilidad para retirar excedente) sean apropiadas. Estas propiedades difieren unas de otras; por lo tanto la elección del cemento rige en gran medida la aceptación biológica, función y duración de las restauraciones cementadas ².

En un estudio (Díaz-Arnold 1999), se establece que las propiedades de los cementos, en especial su fuerza, dependen directamente de la proporción polvo-líquido, además para que sean fácilmente manipulables deben poseer un grosor de película bajo y mantener una viscosidad constante después del mezclado. De acuerdo con el autor, los cementos están disponibles para ser mezclados a mano y en cápsula³ para que el odontólogo tenga la facilidad de escoger cualquiera de los sistemas existentes en el mercado, al utilizar el sistema de mezcla manual solamente requiere del uso de una espátula y una loseta la cual es una técnica sencilla

y económica, los aparatos de automezcla como el amalgamador puede ser utilizado para la mezcla de cementos predosificados en capsulas la cual puede proporcionar una mezcla mas homogénea.

Otra propiedad de los cementos es la dureza que puede ser definida como la resistencia de una material al rayado o penetración, esta propiedad de los materiales dentales ha servido para predecir su comportamiento ante el desgaste y su habilidad para resistir la fricción contra otro material e incluso un diente antagonista. La microdureza, es un método para medir la dureza de un material en una escala microscópica.⁴

Tsai et al. en 2004, también menciona que la microdureza es considerada como una propiedad física muy importante en los materiales dentales ya que es un indicador del grado de polimerización de estos⁵.

Ferracane en 1986, estableció que la microdureza superficial es un parámetro que indica el grado de polimerización de las resinas compositas. Sin embargo, la adecuada dureza superficial no asegura una correcta polimerización a través de toda la restauración⁶.

La microdureza superficial está correlacionada, según Fischer (2006) con el grado de conversión de polimerización y la cantidad de monómero residual remanente en el polímero⁷.

Existen diferentes tipos de medición de microdureza entre ellos tenemos la prueba de Brinell, pruebas de Rockwell y pruebas con penetrador piramidal en donde encontramos la prueba de dureza Vickers y Knoop.

La prueba Vickers fue inventada en 1925 Smith y Sandland, que posteriormente fue adoptada para las pruebas en materiales odontológicos⁴; Y es una prueba que se hace a través de indentaciones con la punta de un diamante con una forma geométrica específica la cual ejerce fuerza que va desde 1 a 1000 gr./f sobre la superficie del material. El propósito de la

prueba de microdureza es la de estudiar en una escala fina los cambios en la dureza del material. Esta prueba es un método fácil en el cual rápidamente se obtiene los resultados necesarios, ya que la fuerza ejercida sobre el material solamente es durante 10 a 15 segundos y se ejerce por presión constante, lo que no produce ningún impacto sobre el material estudiado⁸.

5.2) Cementos de Resina

Los cementos de resina son composites modificados, con relleno de bajo peso molecular y de menor tamaño, que se utilizan principalmente para adhesión a cerámica y restauraciones indirectas de resina, contienen en su estructura; matriz polimérica, partículas de relleno, un agente de enlace y un iniciador. Los cementos de resina, según García Fonseca (2004), son casi insolubles en líquidos bucales, están compuestos de matriz compuesta por BIS-GMA (Bisfenol-A-Glicidil metacrilato) y con rellenos inorgánicos (Dioxido de silicón o cristal de bario) que se unen a la matriz por una cubierta con un agente acoplador o de enlace HEMA (2-Hidroxi-etil Metacrilato), 4META (Metacriloxietil-Trimelitato-Anhidrido), UDMA (Uretano Dimetacrilato), TEGMA (Trietileno Glicol Glicidil Metacrilato) su polimerización se lleva a cabo por un sistema convencional de inducción peróxido-amina o foto-activación^{2,3,9}.

Diversos autores, han enumerado las ventajas de los cementos de resina entre las cuales tenemos: Adecuada consistencia y grosor de película, baja solubilidad y alta resistencia al desgaste (valor de microdureza superficial alto), adhesión óptima a las estructuras dentarias y el material restaurador a través de sistemas adhesivos y la reducción de la microfiltración¹⁰

Existen 3 tipos de cementos a base de resina, los que endurecen químicamente (autocurado), los que endurecen tanto por luz como químicamente (duales), y los que endurecen únicamente al exponerlos a luz (fotopolimerizados).

La polimerización completa de los cementos de resina es esencial para garantizar la resistencia a las fuerzas masticatorias, la retención y la duración de la resina. Es por eso que los cementos de resina de curado dual deberían de alcanzar un alto grado de polimerización en ausencia o presencia de luz. Si un cemento de resina no puede polimerizar adecuadamente ya sea por causas de una mezcla inexacta o mal espatulado de acuerdo a las especificaciones del fabricante o la contaminación del material tanto sus propiedades físicas como mecánicas se ven afectadas desfavorablemente.^{3,10}

El cemento de resina Rely X Unicem™, es de tipo autoadhesivo y curado dual; basado en una nueva tecnología de monómeros, material de relleno e iniciador. En la adhesión a la estructura dental el barro dentinario que permanece en la superficie dentinaria, no dificulta la formación de uniones entre resina y diente, la unión no se debilita posiblemente por una reacción compleja entre los iones de calcio de la estructura dental y los metacrilatos del ácido fosfórico de la fórmula¹ por lo tanto la superficie dental no necesita ningún tratamiento previo.(no se necesita el uso de ácido ortofosfórico al 37% y el adhesivo), La reacción química basada en un monómero –(meta) acrilatos fosforilados– altamente reactivo, es capaz de crear matrices que se entrecruzan con materiales de relleno e incluso la superficie dentaria, con lo que se genera agua, volviéndose un material hidrofílico inicialmente, posteriormente se da la polimerización de los radicales y se vuelve hidrofóbico. Los componentes funcionales le dan cualidades de baja expansión, propiedades mecánicas y estética aceptable. El porcentaje de relleno inorgánico es de aproximadamente 72% en peso, cada capsula contiene 0.35ml de material. Este cemento se utiliza principalmente para la cementación de restauraciones indirectas, incluyendo pines intraradiculares.^{1,3,11}

El sistema posee una capsula predosificada que en su interior se divide en 2 compartimentos separados en los cuales se encuentran la dosis del líquido

y la del polvo. Según Martín Rosentritt et al (2004) la forma de mezclado a través de capsula puede ayudar a mejorar las propiedades de estos cementos, debido a la mayor homogeneidad y menor número de partículas de aire introducidas¹.

Antes de hacer la mezcla se coloca en el activador (llave metálica) presionando la capsula para unir la proporción polvo- liquido durante 5 segundos y posteriormente se ajusta el tiempo de mezcla en 10 segundos, se coloca la capsula en el sujetador y se inicia el proceso de mezcla. Luego se retira del aditamento de mezcla y se coloca en el aplicador para ser llevado a la corona o incrustación dependiendo la indicación ¹¹.

Yap y Severiratne en su estudio publicado en 2001, evaluaron la microdureza superficial de los cementos a base de resina fotopolimerizadas por luz halógena y LEDs; sugieren que al realizarse la prueba de microdureza de Vickers los valores óptimos deben ser mayores o iguales a 73 HV en la superficie tope y mayores o iguales a 57 HV en la superficie base¹².

Ovul Kumbuloglu et al en 2004, evaluó diferentes propiedades, entre ellas la microdureza superficial, de cuatro diferentes cementos de resina, tras fabricar cuerpos de prueba para cada cemento y someterlos tanto a foto como a autopolimerización, el cemento Rely X Unicem™ obtuvo los valores mas altos de microdureza superficial con 44 vickers¹³.

Sigemori RM y colaboradores documentaron que los cementos de resina de curado dual muestran mayor microdureza superficial debido a que el proceso de polimerización se beneficia de ambos sistemas de endurecimiento de material (autocurado y fotocurado), sin embargo en profundidades mayores donde la polimerización depende de la reacción química, la microdureza obtiene valores menores con respecto a los valores de las superficies mas externas¹⁴.

Harold S et al en 1993, obtuvo niveles mas altos de microdureza con cementos de curado dual que con cementos de fotocurado¹⁵.

Los autores A. Piwowarczyk, B. Windmueller, A. Mahler (2003) encontraron que los valores alcanzados por los cementos de resina convencional, superaron con creces los valores de los cementos de ionómero de vidrio modificados con resinas con respecto a la dureza superficial¹⁶.

N. Hofmann, G. Papsthart (2001), realizaron una investigación, de la cual concluyeron que los valores de microdureza superficial de un cemento de resina de curado dual, son similares independientemente se utilice o no la fotopolimerización¹⁷.

Los cementos dentales se pueden clasificar como convencionales y adhesivos (dentro de estos se encuentran los que necesitan adhesivo previo y los autoadhesivos.) que son de mezcla manual y mecánica. dentro del primer grupo encontramos al fosfato de zinc, silico fosfato de zinc, cementos de ionómero de vidrio, oxido de zinc y eugenol, policarboxilato y policarboxilato de zinc entre otros, mientras que en el segundo, ubicamos a los cementos de ionómero de vidrio reforzados con resina y los cementos de resina, estos ultimos son los mas utilizados actualmente¹⁸.

5.3) Aparatos de mezcla

Sistema Manual.

El mezclado manual ha sido por tradición la técnica de elección a lo largo del tiempo, ya que produce mezclas consistentes pero con alteración de las propiedades mecánicas cuando se comparan la mezcla de un profesional con otro. Las ventajas de esta técnica son que la mezcla completa es sometida al proceso simultáneamente y que la reacción química es ligeramente gradual y lenta, con lo que se garantiza la mínima

contracción por estrés. La desventaja de esta técnica es que permite que se incorporen mayor cantidad de burbujas de aire de mayor tamaño en la mezcla, las cuales alteran el comportamiento óptimo, disminuyendo principalmente su fuerza.^{3,18}

La proporción polvo- líquido muchas veces no es la adecuada, teniendo mas o menos de una de las partes, debido a defectos en el dispensador de la casa comercial que lo distribuye, también la contaminación de la superficie donde el material se espátula y del instrumento con el que se mezcla, pueden alterar su composición².

Según Kay et al 1986; Wang CJ et al 1992, Jorgensen 1960 (apud Díaz-Arnold 1999) la técnica de mezcla es de vital importancia para obtener un cemento óptimo y este se debe realizar en una loseta fría y lo suficientemente amplia para incorporar pequeños incrementos de polvo al líquido durante un minuto treinta segundos. Para que la unión de la restauración final con el diente sea adecuada se necesita una mezcla apropiada y aplicar una fuerza constante para mantenerla en su sitio hasta que finalice la reacción de polimerización³.

Amalgamador (Zenith Z1-A)

Los amalgamadores en términos históricos, son utilizados para lograr mezclas de amalgama uniformes y plásticas. En dichos aparatos se introduce limadura de plata junto con la dosis adecuada de mercurio dentro de una capsula plástica, en cuyo interior es colocado un pistón o pistilo. Cuando se fija la capsula en el aparato y se activa, los brazos que la sostienen oscilan a gran velocidad de tal manera que se obtiene la trituration. El dispositivo cuenta con un cronometro automático para regular la duración del tiempo de mezcla. La mayor parte de los amalgamadores modernos incluyen múltiples velocidades lo cual permite mayor trituration².

El amalgamador Zenith Z1-A (Zenith) es un equipo diseñado para la mezcla de los elementos de la amalgama dental (ver figura 1).



Figura 1: Zenith Z1-A(Zenith)

La unidad Zenith Z1-A (Zenith) posee un cronometro para establecer el tiempo del ciclo de amalgamación, el cual, puede ser sometido a dos velocidades distintas de mezcla (La velocidad lenta de 3.700 rpm y velocidad rápida de 4.200 rpm.) que se mantienen de forma constante y automática. Además posee un sostenedor ajustable para diferentes tamaños de capsulas y un dispositivo protector que evita que evita la dispersión de mercurio¹⁹.

Mezclador Amalga Mix II (Gnatus)

El mezclador Amalga Mix II (Gnatus) es un amalgamador para cápsulas pre-dosificadas. Presenta un cronometro con pantalla digital para la visualización del tiempo del ciclo de amalgamacion²⁰ (Ver figura 2) .



Figura 2: Mezclador Amalga Mix II (Gnatus)

Tiene la capacidad de Variación del tiempo de preparación de 0 hasta 30 segundos, con precisión de repetibilidad del tiempo seleccionado. La consistencia de la mezcla depende del movimiento en forma elíptica, con amplitud de 25mm y frecuencia de 4.000 oscilaciones por minuto, el ciclo es interrumpido en casos de apertura accidental de la tapa de protección²⁰.

ESPE RotoMix™

Unidad ESPE Rotomix™ es una unidad de mezcla rotatoria- centrifuga que se utiliza para materiales dentales encapsulados. Posee un sistema de programación de tiempo digital. Además consta de un sujetador de capsula sobre una plataforma giratoria. Esta unidad trabaja a una velocidad de mezcla de 2,850 rotaciones por minuto, y una velocidad centrifuga de 2,950 rotaciones por minuto¹¹(Ver figura 3)



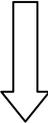
Figura 3: ESPE RotoMix™

6.) MATERIALES Y MÉTODOS

6.1) Tipo de investigación o estudio.

Se realizó un estudio experimental in vitro, en el cual las muestras se agruparon tres grupos o estratos para explorar los métodos de mezclado del material cementante.

6.2) Variables e indicadores:

VARIABLE INDEPENDIENTE	VARIABLE DEPENDIENTE
<ul style="list-style-type: none"> • Tipos de Mezcla 	<ul style="list-style-type: none"> • Índice de Microdureza Superficial 
INDICADORES	INDICADORES
<ul style="list-style-type: none"> • Sistema ESPE RotoMix™ • Mezclador Amalga Mix II (Gnatus) • Amalgamador Zenith Z1-A (ZENITH) 	<ul style="list-style-type: none"> • Prueba de Microdureza de vickers HV (Kgf/mm²)

6.3) Elaboración de cuerpos de prueba

La elaboración de los cuerpos de pruebas de la presente investigación se realizó el día 4 de agosto del 2007. Los cuerpos de prueba fueron confeccionados en matrices metálicas de acero inoxidable, dicha matriz posee una forma circular con una cavidad interna de 2 mm de diámetro lo que proporciona el espesor del incremento (Ver Figura 4), Dicha matriz se une a través de un anillo o base que abraza ambas partes de la matriz.



Figura 4: Matriz metálica para confección de cuerpos de prueba

Antes de la elaboración de los cuerpos de prueba definitiva, se hicieron 8 cuerpos de prueba con los diferentes sistemas para verificar la uniformidad de los cuerpos de material. (ver figura 5)



Figura 5: elaboración de cuerpos de prueba

Se utilizó cemento auto-adhesivo Rely X Unicem Aplicap™ (3M ESPE), (ver figura 6) la cápsula predosificada se colocó en la llave metálica para incorporar el líquido al polvo, y posteriormente se llevó a la unidad de mezcla de cada grupo, la mezcla se depositó dentro de las matrices metálicas, se conformaron 4 grupos cada uno con 15 cuerpos de prueba (60 cuerpos en total), en el grupo A se utilizó la unidad ESPE RotoMix™ para su mezclado,

en el grupo B los cuerpos fueron mezclados con el sistema Gnatus y en el grupo C se dispuso de la unidad Zenith Z1-A para mezclarlos, en el grupo D, se utilizó la presentación mas reciente del cemento Rely X Unicem (U 100) el cual ha sido diseñado para mezcla manual con espátula. (Figura 7) (Ver tabla I)



Figura 6: Rely X Unicem Aplicap™ (3M ESPE)

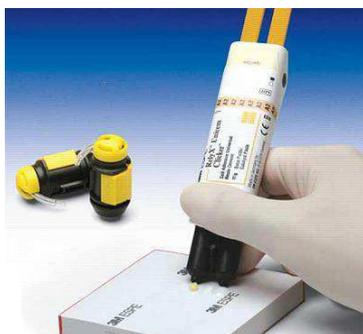


Figura 7: Rely X Unicem(100)

TABLA I Distribución de Grupos

GRUPO EXPERIMENTAL	ESPESOR DE INCREMENTO	APARATO DE MEZCLA	RESULTADOS VHN
GRUPO A	2mm	ESPE Rotomix™	7.36
GRUPO B	2mm	Amalga Mix II	8.01
GRUPO C	2mm	Zenith Z1-A	11.27
GRUPO D	2mm	Manual	8.83

Todos los cuerpos de prueba, de los 4 grupos diferentes, autopolimizaron posteriormente dentro de las matrices por un tiempo de 10 minutos, cumplido este tiempo se marco con un plumón de punta fina y tinta indeleble la superficie tope de cada cuerpo de prueba, y se retiro de la matriz, cada cuerpo se empaco en una lamina pequeña de papel aluminio y se deposito en un recipiente oscuro (previamente etiquetado con letra distinta para cada grupo) por 48 horas, con el objetivo de evitar sobrepolimerización y contacto con otras sustancias que puedan alterar el valor de la microdureza . (Ver figura 8 A, B y C).



A



B



C

Figura 8: A y B: Embalaje en papel aluminio de los cuerpos de prueba, C: almacenamiento de los cuerpos de prueba en recipientes herméticos y etiquetación de cada grupo.

6.4) Descripción del experimento

Las pruebas científicas de la presente investigación se llevaron a cabo durante los días 6, 7 y 8 del mes de Agosto del 2007, en el Centro de Investigaciones en Ciencias e Ingeniería de Materiales de la Facultad de Física y en la Facultad de Odontología de la Universidad de Costa Rica.

Fueron en total de 60 cuerpos de prueba. Divididos en 4 grupos (15 por grupo) cada uno de ellos clasificado en su respectivo depósito marcado para poder diferenciarlos, estos últimos tenían la característica de ser repelentes de la luz, humedad y herméticamente sellados.

Los resultados fueron obtenidos según la medida HV (kgf/mm² – Hardness Vickers) y se registraron en tablas específicas para esta investigación. (Ver anexo I)

Análisis de Microdureza Superficial.

Las pruebas para la obtención de los valores de microdureza se realizaron luego de 24 horas de almacenamiento de los cuerpos de prueba, utilizando la prueba de microdureza de Vickers, la cual se realizó a través del microdurometro Micromet[®] 2001 Microhardness Tester (Buehler) (Ver Figura 9) con una carga de 200 gramos/fuerza durante 15 segundos para cada superficie (Ver Anexo III). Las pruebas fueron realizadas a los 4 grupos establecidos, con 15 cuerpos de prueba por grupo, a cada cuerpo de prueba se le realizó una impresión para la medición de la microdureza. Resultando un total de 60 cuerpos de prueba. (Ver figura 10)



Figura 9: Microdurometro Micromet[®] 2001 (Buehler)

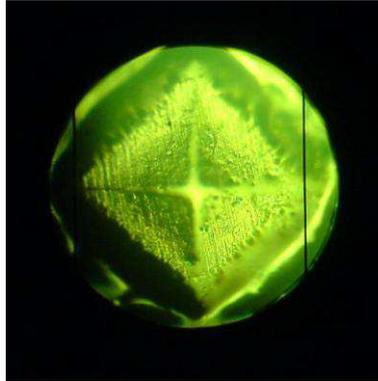


Figura 10: Imagen microscopica de la indentación en los cuerpos de prueba.

6.5) Recolección y análisis de los datos

Se elaboraron tablas específicas ordenando cada grupo experimental donde se anotaron los resultados obtenidos en micras, por cada cuerpo de prueba en su superficie tope. (Ver Anexo I)

Luego se prosiguió a obtener el resultado en la medida Hardness Vickers (HV) Kgf/mm^2 ; primero se inició convirtiendo el resultado de micras a milímetros, luego mediante la fórmula de obtención de la medida HV se obtuvieron los valores de microdureza con la ayuda del programa Microsoft® office Excel 2003

$$HV = \frac{1.854 (P)}{L^2}$$

P= Carga en kg. (0.2 kg.)

L= Promedio de diagonales (Mm)

Todos los valores fueron obtenidos a través del programa Microsoft® Office Excel 2003 donde se realizó la formula descrita, luego de obtener los valores de microdureza de Vickers se elaboraron promedios por cada grupo. (Ver Anexo I y II)

Posteriormente se realizó el análisis estadístico utilizando el programa SPSS® 13.0 for Windows® (SPSS Inc.) donde se utilizó el Análisis de Varianza (ANOVA). Además se utilizó el Test Tukey en SPSS con la finalidad de comprobar si existían diferencias estadísticas significativas a partir de los resultados obtenidos. Para este proceso se contó con la colaboración del Lic. Moisés Nahún Díaz Amaya, Licenciado en Estadística, Colaborador del Centro de Investigaciones Docente Estudiantil (CIDE) de la Facultad de Medicina, Universidad de El Salvador

6.6) Materiales, recursos humanos y financieros.

Para poder realizar esta investigación, se requirió de recursos humanos en este caso, cuatro investigadores, un docente asesor, así como también profesionales de otras instituciones para la provisión de materiales, equipo y asesoría en la parte estadística. También contamos con la colaboración del Dr. David La Fuente Director de investigación de Biomateriales de la Universidad de Costa Rica.

CONCEPTO	COSTO
INSTRUMENTAL DENTAL	
• Espátula para cemento hu friedy	\$18
MATERIAL DENTAL Y EQUIPO UTILIZADO	
• Cemento de resina Rely X Unicem Aplicap™ (3M- ESPE)	*
• Cemento de resina Rely X Unicem U-100™ (3M- ESPE)	*
• Sistema ESPE RotoMix™ (3M- ESPE)	*
• Mezclador Amalga Mix (Gnatus)	**
• Amalgamador zenith Z1-A (ZENITH)	*
• Matriz metálica	\$120.00
• Micromet® 2001 Microhardness Tester (Buehler).	***
• Láminas portaobjetos Menzel-Glaser®	\$ 12.00
DETALLE DE PAPELERIA	
• Impresión de trabajo	\$ 200
• Fotocopias de trabajo final	\$15
• Anillados	\$ 20
• Empastado	\$ 30
• Asesoría estadística	\$ 140
TRASLADO AL CENTRO DE INVESTIGACIONES EN CIENCIAS E INGENIERA DE MATERIALES DE LA UCR	
• Hospedaje y alimentación	\$600.00
• Transporte	\$400.00
TOTAL	\$ 1,555.00

* Proporcionados por 3M- ESPE El Salvador a través de su representante.

** Proporcionados por el Dr Renato Guido Soto.

*** Proporcionado por la UCR (Universidad de Costa Rica)

Todos los recursos necesarios para la realización de la investigación fueron cubiertos por el grupo investigador de manera equitativa, a excepción de Cemento de resina Rely X Unicem Aplicap™ (3M- ESPE), Cemento de resina Rely X Unicem U-100™ (3M- ESPE) así como también el Sistema ESPE RotoMix™ (3M- ESPE) las cuales fueron facilitadas a través de 3M- ESPE de El Salvador, a través de su representante el señor Jaime Valladares. El Mezclador Amalga Mix (Gnatus) y el Amalgamador zenith Z1-A fue proporcionado por nuestro docente asesor el Dr. Renato Guido Soto; El Micromet® 2001 Microhardness Tester (Buehler) fue proporcionado por la Universidad de Costa Rica.

RESULTADOS.

Los resultados promedios de microdureza vickers obtenidos (Ver tabla II) (Figura 11 y 12) para el sistema ESPE Rotomix™ fueron de 7.36 HV; así mismo los promedios de microdureza para el sistema Amalgamix II Gnatus fue de 8.01 HV, en amalgamador Zenith Z1-A el resultado promedio obtenido fue de 11.27 HV y finalmente el resultado promedio para el sistema manual fue de 8.83 HV. Sin embargo las diferencias entre los valores máximos y mínimos para cada uno de los sistemas son los siguientes: ESPE Rotomix™: 5.32, Amalgamix II Gnatus: 8.68, Zenith Z1-A: 21.96 y sistema manual: 10.38 (ver figura 12)

Rotomix	Gnatus	Amalgamador	Manual
7.36 VH	8.01 HV	11.27 HV	8.83 HV

Tabla II Medidas de microdureza promedio obtenidas a través de los diferentes sistemas de mezcla. El valor expresado en la tabla se refiere a vickers de microdureza (HV)

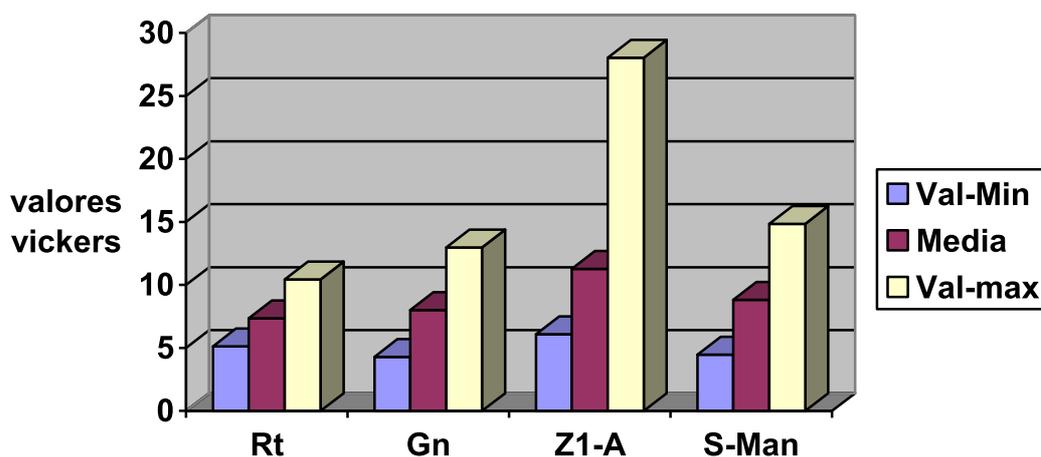


Fig.11: tabla de distribución de frecuencias por medio de rangos.

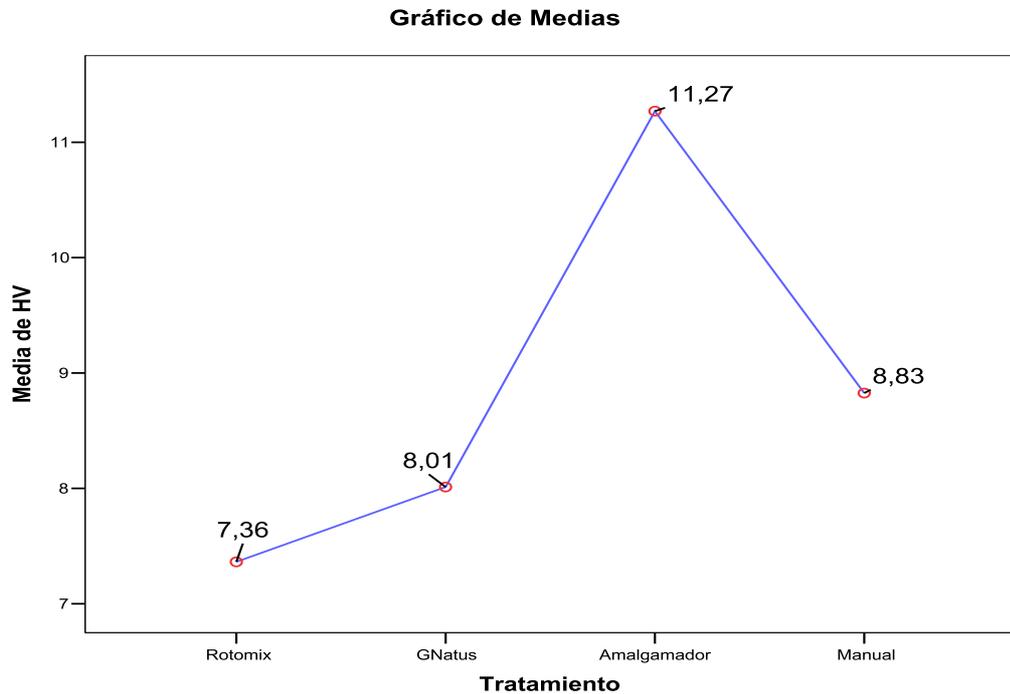


FIG. 12 Valores promedio de microdureza (vickers) , con los diferentes sistemas de mezcla.

Con la finalidad de establecer si existen diferencias estadísticas entre las variables se utilizó el Análisis de Varianza (ANOVA) y el Test de Tukey para la comparación de promedios.

TABLA III Análisis de varianza (ANOVA) de los grupos en estudio. Sig. <0.05, Por lo tanto: se rechaza la Igualdad de medias.

ANÁLISIS DE VARIANZA (ANOVA)

HV					
	Suma de cuadrados	Grados de Libertad	Media de cuadrados	F	Sig.
Entre Grupos	131,474	3	43,825	3,176	,031
Dentro de los grupos	772,631	56	13,797		
Total	904,105	59			

Tabla IV. Test de Tukey para la comparación de Microdureza producida por los diferentes sistemas de mezclado en la superficie Tope de los cuerpos de prueba de 2mm

Dependent Variable: HV
Tukey HSD

(I) Tratamiento	(J) Tratamiento	Diferencia de Medias(I-J)	Intervalo de confianza del 95%	
			Limite inferior	Limite Superior
Rotomix	GNatus	-,649	-4,24	2,94
	Amalgamador	-3,906(*)	-7,50	-,31
	Manual	-1,463	-5,05	2,13
GNatus	Rotomix	,649	-2,94	4,24
	Amalgamador	-3,257	-6,85	,33
	Manual	-,814	-4,41	2,78
Amalgamador	Rotomix	3,906(*)	,31	7,50
	GNatus	3,257	-,33	6,85
	Manual	2,443	-1,15	6,03
Manual	Rotomix	1,463	-2,13	5,05
	Gnatus	,814	-2,78	4,41
	Amalgamador	-2,443	-6,03	1,15

* La Diferencia de Medias es significativa a un nivel .05.

La tabla de comparaciones múltiples dice, cuales medias son o no significativas categoría a categoría. Los valores marcados con asterisco indican diferencia de medias significativa. Se observa que solo el tratamiento ESPE RotoMix™ tiene diferencia significativa con el procedimiento amalgamador, entre los demás no existe diferencia significativa.

Discusión

La finalidad de nuestro estudio fue evaluar la microdureza superficial del cemento de resina de curado dual Rely X Unicem aplicap™, con tres sistemas diferentes de mezcla, además se incluyó la presentación Rely X Unicem U-100™ (3M- ESPE), (presentación pasta-pasta para mezclado manual) y se elaboró como cuarto grupo con 15 cuerpos de prueba procesados de igual manera que los grupos a estudiar, la finalidad de éste fue obtener un grupo de control, ya que se mezcló con el método considerado tradicional por la mayoría de profesionales .

La polimerización de los cementos de resina de curado dual consiste en dos etapas, una primera polimerización, de la cual se encarga la fuente de luz halógena que se aplica a estos materiales, y una segunda polimerización, de la cual se encarga la reacción química que se desencadena por su componente de autocurado en un tiempo determinado²¹. Si los cementos de resina de curado dual, según Díaz-Arnold y Kanchanavasita^{3,21}, son polimerizados inadecuadamente, obtienen propiedades físico-químicas inferiores, tales como microfracturas dentro del material. En nuestro estudio esto se observó como fracturas accidentales al retirar algunos cuerpos después de polimerizar, lo que obligaba a repetir la fabricación de éstos. Este fenómeno se dio más a menudo en los cuerpos de prueba que fueron mezclados en el sistema Amalgamix II (Gnatus) y en amalgamador Zenith Z1-A, ya que dichos cuerpos al ser analizados en el microscopio electrónico se observaron con mucha porosidad probablemente por incorporación de burbujas. Además según varios autores (Ovul Kumbuloglu -2004-, Youkei Asaka -2006-, Uctasli et al -1994-, H. Jun. y Kh Fried -2006-),^{13,22,23,24} los cementos de resina de curado dual poseen mejores propiedades al exponerlos a ambos procesos de polimerización (fotocurado más autocurado) que cuando se excluye uno de los sistemas y

éstos polimerizan a través de un sistema único de polimerización (sea este fotocurado o autocurado).

Por lo tanto podemos especular, por los resultados obtenidos en nuestra investigación, que la polimerización del cemento de resina de curado dual Rely X Unicem aplicap™, pudo haber sido afectada por la falta de polimerización inicial con fuente de luz halógena, ya que los cuerpos polimerizados a expensas del componente químico.

Los valores de microdureza obtenidos después de realizadas las pruebas con el microdurometro de laboratorio, están por debajo de los valores obtenidos y publicados por algunos autores¹², sin embargo al compararlos con Bertolini y colaboradores (2007) quienes evaluaron la microdureza superficial de los cementos de resina de curado dual, obtuvieron un valor de microdureza de aproximadamente 14.51 Vickers (16.4 Knoop)²³, estos valores distan únicamente 3.24HV de nuestra media máxima, y sobrepasados por el valor máximo obtenido (28.04). Nuestro valor VH máximo obtenido (28.04), sobrepasa el valor obtenido por Uctasli et al en su investigación (1994) quienes evaluaron la microdureza de tres cementos de resina que alcanzo un promedio de 23.4 vickers a través de polimerización por fuente de luz²³. Además, el tiempo en el cual fueron evaluados los cuerpos de prueba en nuestra investigación puede haber sido demasiado corto comparado con otras investigaciones.

De acuerdo a nuestro trabajo, el mejor sistema de mezcla del material en cuestión, fue el amalgamador, a pesar que se obtuvo diferencia significativa únicamente con el sistema ESPE RotoMix™ al cual supera por 3.91 puntos, sin embargo la diferencia con el sistema AmalgaMix II (Gnatus) y grupo mezclado manualmente es de únicamente de 3.26 y 2.44 respectivamente, diferencias estadísticamente no significativas.

Uno de los factores no contemplados por nuestra investigación que pudo influir en los resultados obtenidos, fue la generación de calor que se produjo durante la mezcla del cemento cuando se utilizó el amalgamador, ya que según estudios realizados por Eames 1969 (apud Flim G.J. 1970), demuestran que durante el proceso de mezclado en amalgamador el material en la capsula genera calor, el cual alcanza los 54° y 63°C en tiempos de cinco a diez segundos respectivamente y que esta temperatura aumento 46°C al mezclar por 10 segundos más²⁵. En nuestra investigación no se pudo medir la cantidad de calor generado excepto con la palpación de la cápsula que contenía el material y el aparato de automezcla, sin embargo, creemos que este calor generado y aplicado involuntariamente a la mezcla puede acelerar el proceso de polimerización en los cementos de resina.

Durante nuestra investigación pudimos observar lo formulado por Nomoto en el 2001 , quien mencionó que el método de mezcla mecánico produce un aumento significativo en la porosidad de los cementos dentales²⁶⁽²⁵⁾, ya que nuestro grupo de estudio logró observar en el microscopio electrónico más cantidad de burbujas en especímenes mezclados mecánicamente que los materiales mezclados manualmente.

A pesar de que una vez realizadas las pruebas de laboratorio, el promedio de microdureza más alto fue alcanzado utilizando el sistema de mezcla Zenith Z1-A, es este sistema el que mayor diferencia estadística entre sus datos presenta al compararlos con los demás. Por otra parte, fue el sistema ESPE Rotomix TM el que menor diferencia presentó en los datos obtenidos. Esto nos lleva a especular que la centrifuga con la que cuenta el sistema ESPE Rotomix TM, puede estar involucrada en la mayor homogeneidad de la mezcla.

Muchas investigaciones consultadas durante nuestra revisión de literatura sobre cementos se basan en la microdureza knoop la cual es otra escala de medición en relación con la microdureza de Vickers. La conversión

de una medida de dureza a otra escala no puede ser realizada de forma exacta, ya que intervienen diferentes factores entre ellos: longitud de diagonales del indentador y fuerza aplicada cada uno con valores diferentes para la prueba específica de microdureza que se desea realizar, sin embargo a través de un cálculo matemático logramos obtener que un vicker es igual a 1.13 knoop aproximadamente²⁷.

Conclusiones

- El cemento de resina autoadhesiva de curado dual Rely X Unicem Aplicap™, posee índice de microdureza superficial significativamente diferentes unicamente entre el sistema de mezcla ESPE Rotomix™ y Zenith Z1-A.
- El amalgamador Zenith Z1-A fue el que mejores valores de microdureza presentó como sistema de mezcla del material Rely X Unicem Aplicap™.
- El sistema de mezclado manual no presentó ninguna diferencia estadística significativa con los sistemas de automezcla.
- Los cuerpos de prueba mezclados en el sistema ESPE Rotomix™ y los cuerpos de prueba mezclados con el sistema manual presentaron menor porosidad al ser observados a través del microscopio electrónico que los especímenes mezclados con el sistema Zenith Z1-A y el Amalgamix II.

Recomendaciones.

- Es preciso mantener el grosor del incremento de cemento de resina en 2mm en los cuerpos de prueba, según recomendaciones del fabricante para obtener un índice de microdureza adecuado.
- Es necesario seguir instrucciones en cuanto a la polimerización del material según el fabricante para obtener un índice de microdureza adecuado.
- Se necesita realizar futuras investigaciones sobre la influencia del calor en la microdureza de los materiales dentales .
- Se precisa llevar a cabo futuras investigaciones sobre la influencia de la centrifuga en la mezcla de cementos.
- Se deben realizar más investigaciones que evalúen la microdureza a corto plazo.

Bibliografía

- 1- Rosentritt Martin, Behr Michael, Lang Reinhold, Handel Gerhard, Influence of type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays, Dental Materials 2004; 20: 463-469.
- 2- Phillips, Ciencia de los Materiales Dentales, 9 Edición, México Editorial Interamericana; 1995.
- 3- Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR, Current status of luting agents for fixed prosthodontics, The Journal of Prosthetic Dentistry 1999; 81: 135-141
- 4- Lucar, George; et al. Microindentation Hardness Testing September, 1998 (Fecha de acceso Noviembre 2007)
<http://moremetallography.com/amp/micro.htm>
- 5- Tsai, Paul; et al. Depth of cure and surface Microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. Dental Material, 2004, 20: 364 – 369.
- 6- Ferracane, J. L. et al. Relationship between shade and depth of cure for Light-activated dental composite resins. Dental Materials. 1986; 2: 80 – 84 Apud Delgado, Leyla. Avaliacao da microdureza superficial de resinas compostas extraclaras fotopolimerizadas por luz halógena e LEDs. Descricao das características dos aparelhos fotopolimerizadores. Tesis de post-grado en Odontología, Universidad Estatal Ponta Grossa, Brasil. 2004.
- 7- Fischer, Natalia; et al. Análisis comparativo de la microdureza superficial de dos resinas compuestas sometidas a complementación de polimerización. (Fecha de acceso Noviembre 2006)

<http://www.ecuaodontologos.com/revistaaorbybg/vol3num1/analisis.html>

- 8- Peris, A. R; et al. The effect of composite type in Microhardness when using Quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED lights. *Op. Dent.* 2005, 30 (5): 649 – 654.
- 9- García Fonseca Renata, dos Santos Cruz Carlos Alberto, Luís Adabo Gelson, The influence of chemical activation on hardness of dual-curing resin cements, *Braz Oral Res* 2004; 18 (3): 228-232.
- 10- Garcia Fonseca Renata, Gomes dos Santos Juliana, Luis Adabo Gelson, Influence of Activacion modes on diametral tensile strength of dual curing resin cements. *Braz Oral Res* 2005; 19 (4): 267 –271.
- 11- 3M-EspePDF7 [en línea]2006[fecha de acceso 2 de diciembre 2006] disponible en:
<http://www.solutions.3m.com/wps/portal/3m/espidental.html>
- 12- Yap, A. U; Severiratne, C. Influence of Light energy density on effectiveness of composite cure. *Op. Dentistry*, 2001; 26 (5): 460 – 466
Apud Delgado, Leyla. Avaliacao da microdureza superficial de resinas compositas extraclaras fotopolimerizadas por luz halógena e LEDs. Descricao das características dos aparelhos fotopolimerizadores. Tesis de post-grado en Odontología, Universidad Estatal Ponta Grossa, Brasil. 2004
- 13- Kumbuloglu Ovul, Lassila VJ, Atilla, Vallitu Pekka, A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements, *The international Journal of Prosthodontic* 2004;17(3):357-363

- 14- Sigmores RM, Reis AF, Giannine M, Paulillo , Curing depth of a resin modified glass ionomer an two resin-based luting agents, Operative Dentistry 2005; 30(2): 185-189.
- 15- Harold, Cardash, Baharav Haim, The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement, J. Prosthet Dent 1993;69:620-623.
- 16- Piwowarczyk A, B.Windmueller, A.Mahler, H.- Ch . Lauer, 3M ESPE One cement that can you take you just about anywere! Rely x Unicem.PDF [en línea] septiembre de 2003. [Fecha de acceso 11 de septiembre de 2006 Disponible en:
[http://www.solutions.3m.com/wps/portal/3m/espedal.html](http://www.solutions.3m.com/wps/portal/3m/espidental.html).
- 17- Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B, Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness Journal of Oral Rehabilitation 2001;28 (11): 1022– 1028.
Disponible en:
<http://www.blackwell-synergy.com/doi/abs/10.1046/j.1365-2842.2001.00809.x?cookieSet=1&journalCode=jor>
- 18- de la Macorra José C., Pradies Guillermo, Convencional and adhesive luting cements. Clin Oral Invest 2002; 6: 198-204.
- 19- Prodonsa Amalgamadores dentales, PDF7[en línea] marzo 2006 [fecha de acceso 11 de septiembre de 2006] disponible en :
<http://www.prodonsa.com/productos/amalgamadores/index.php>
- 20 Gntus Dental equipment, Gantus corporation PDF7 [en

línea][fecha de acceso 2 de diciembre de 2006] disponible en:
[http://gnatus.com.br/2005/esp/produtos_show.php?
cod=190&cat=Accesorios](http://gnatus.com.br/2005/esp/produtos_show.php?cod=190&cat=Accesorios)

- 21- Kanchanavasita W, Anstice HM, Pearson GJ, Long-term surface micro-hardness of resin-modified glass ionomers, *Journal of Dentistry* 1998; 26: 707-712.
- 22- Asaka Youkei, Miyazaki Masashi, Kurokawa Hiroyasu, Effect of low O₂-gas transmission rate barrier films on knoop hardness and toothbrush abrasion of resin cements, *Am J Dent* 2006;19:222- 226
- 23- Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson H.J, The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements, *Journal of oral rehabilitation* 1994;21:556-575.
- 24- Jung H, Friedl KH, Hiller KA, Furch H, Bernhart S, Shmalr G, Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic disc, *Operative Dentistry* 2006;31(1): 68-77.
- 25- Fum GJ, And Omloo WP, Heat development during trituration of amalgam, *J Dent Res* Septiembre-Octubre 1971; 50(5):1354
- 26- NomotoR ,KomoriyamaM, McCabeJF, HiranoS, Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. *Dent Mater, Japan* 2004; Dec; 20(10):972-978
- 27- Hardness Testing, [en línea]2007[fecha de acceso 10 de noviembre de 2007]
<http://www.gordonengland.co.uk/hardness/>

ANEXOS

ANEXO I
SISTEMA ROTOMIX

REGISTRO DE DATOS OBTENIDOS DE GRUPO A						
Nº de Muestra	IMPRESIONES		Media MICRAS	Media mm	D2	VHN
	1	2				
1	257	225	241	0.241	0.0581	6.38
2	243	195	220	0.219	0.0480	7.73
3	270	268	269	0.269	0.0724	5.12
4	237	226	231.5	0.2315	0.0536	6.92
5	180	231	205.5	0.2055	0.0422	8.78
6	269	266	267.5	0.2675	0.0716	5.18
7	266	224	245	0.245	0.0600	6.18
8	229	238	233.5	0.2335	0.0545	6.80
9	239	229	234	0.234	0.0548	6.77
10	214	217	215.5	0.2155	0.0464	7.98
11	173	204	188.5	0.1885	0.0355	10.44
12	185	197	191	0.191	0.0365	10.16
13	237	245	241	0.241	0.0581	6.38
14	225	222	223.5	0.2235	0.0500	7.42
15	225	200	221	0.2125	0.0452	8.21
Promedio			228.5	0.2278667	0.0524485	7.36
						1.57
					Variacion	21

Sistema Gnatus

REGISTRO DE DATOS OBTENIDOS DE GRUPO B						
Nº de Muestra	IMPRESIONES		Media MICRAS	Media mm	D2	HV
	1	2				
1	240	222	231	0.231	0.053361	6.95
2	260	261	260.5	0.2605	0.06786025	5.46
3	295	292	293.5	0.2935	0.08614225	4.30
4	188	212	200	0.2	0.04	9.27
5	224	206	215	0.215	0.046225	8.02
6	230	228	229.5	0.2295	0.05267025	7.04
7	206	166	236	0.236	0.055696	6.66
8	208	197	202.5	0.2025	0.04100625	9.04
9	211	189	200	0.2	0.04	9.27
10	193	145	169	0.169	0.028561	12.98
11	208	211	209.5	0.2095	0.04389025	8.45
12	211	187	195	0.195	0.038025	9.75
13	228	233	230.5	0.2305	0.05313025	6.98
14	217	227	222	0.222	0.049284	7.52
15	190	228	209	0.209	0.043681	8.49
Promedio			220.2	0.2202	0.048488	8.01
Desv Estand						2.03
					Variacion	27

AMALGAMADOR

REGISTRO DE DATOS OBTENIDOS DE GRUPO C						
Nº de Muestra	IMPRESIONES		Media MICRAS	Media mm	D2	HV
	1	2				
1	164	135	149.5	0.1495	0.02235025	16.59
2	209	257	233	0.233	0.054289	6.83
3	166	158	162	0.162	0.026244	14.13
4	158	158	158	0.158	0.024964	14.85
5	174	192	183	0.183	0.033489	11.07
6	178	178	178	0.178	0.031684	11.70
7	109	121	115	0.115	0.013225	28.04
8	227	226	226.5	0.2265	0.05130225	7.23
9	232	226	229	0.229	0.052441	7.07
10	238	256	247	0.247	0.061009	6.08
11	261	221	241	0.241	0.058081	6.38
12	234	227	230.5	0.2305	0.05313025	6.98
13	237	255	246	0.246	0.060516	6.13
14	156	156	156	0.156	0.024336	15.24
15	184	188	186	0.186	0.034596	10.72
Promedio			196.0333333	0.1960333	0.0384291	11.27
DesvEstand						5.95
					Variacion	62

SISTEMA MANUAL

REGISTRO DE DATOS OBTENIDOS DE GRUPO D						
Nº de Muestra	IMPRESIONES		Media MICRAS	Media mm	D2	HV
	1	2				
1	243	236	239.5	0.2395	0.05736025	6.46
2	243	228	235.5	0.2355	0.05546025	6.69
3	150	175	162.5	0.1625	0.02640625	14.04
4	278	298	288	0.288	0.082944	4.47
5	273	225	249	0.249	0.062001	5.98
6	152	164	158	0.158	0.024964	14.85
7	162	174	168	0.168	0.028224	13.14
8	247	258	252.5	0.2525	0.06375625	5.82
9	258	293	230.5	0.2305	0.05313025	6.98
10	214	207	210.5	0.2105	0.04431025	8.37
11	187	179	183	0.183	0.033489	11.07
12	220	224	222	0.222	0.049284	7.52
13	269	256	262.5	0.2625	0.06890625	5.38
14	174	147	160.5	0.1605	0.02576025	14.39
15	217	236	226.5	0.2265	0.05130225	7.23
Promedio			216.5666667	0.2165667	0.0469011	8.83
Desv Est						3.63
					Variacion	46

ANEXO II

COMPARACION DE RESULTADOS

Grupo1	Grupo2	Grupo3	Grupo4
241	231	149.5	239.5
220	260.5	233	235.5
269	293.5	162	162.5
231.5	200	158	288
205.5	215	183	249
267.5	229.5	178	158
245	236	115	168
233.5	202.5	226.5	252.5
234	200	229	230.5
215.5	169	247	210.5
188.5	209.5	241	183
191	195	230.5	222
241	230.5	246	262.5
223.5	222	156	160.5
221	209	186	226.5
231.5	215	186	226.5
ROTOMIX	GNATUS	AMALGAMADOR	MANUAL
7.36	8.01	11.27	8.83
VHN			

ANEXO III. SECUENCIA DE PRUEBA DE MICRODUREZA SUPERFICIAL.



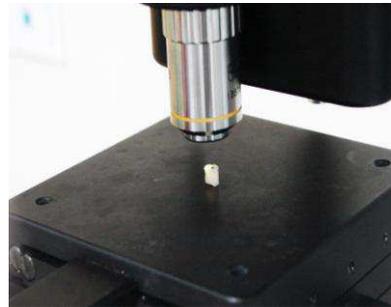
Microdurometro Micromet[®] 2001 (Buehler)



Microdurometro Micromet[®] 2001 (Buehler)
Lente Microscópica y punta de diamante



Ajuste de la mesa para identificar las posibles Zonas para la indentación



Ajuste de la imagen microscópica, lente macro para elegir zona de indentación

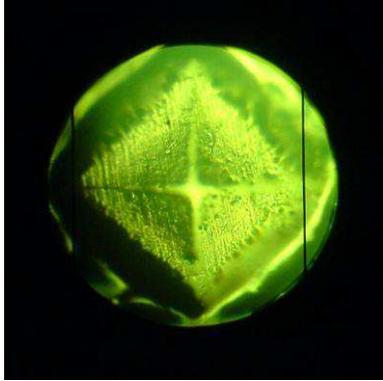


Ajuste de la imagen microscópica.

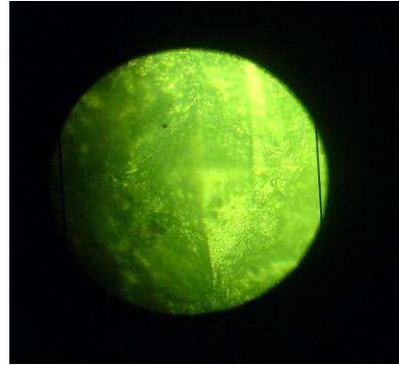


Proceso de indentación en los cuerpos de prueba, carga 200kgf/15 seg.

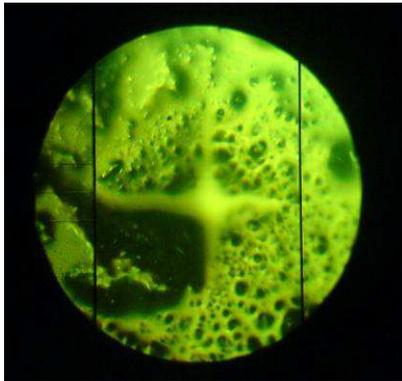
Imagen microscópica de la indentación



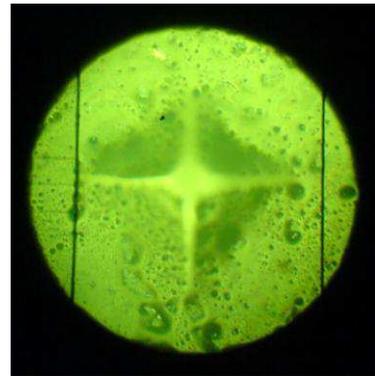
ESPE RotoMix™



AMALGA MIX II



ZENITH Z1-A



SISTEMA MANUAL U100™.