



EFFECTO DEL LÁSER DE DIODO SOBRE LA FUERZA MÁXIMA DE RESISTENCIA Y LA CANTIDAD DE RESINA REMANENTE EN LA DESCEMENTACIÓN DE BRACKETS CERÁMICOS; ESTUDIO IN VITRO

PAULA ANDREA GUZMAN MUÑOZ
GISSELLE LEONOR PANTOJA CHATAZAR

COLEGIO ODONTOLOGICO
INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR
SANTAGO DE CALI
25 DE JULIO DE 2022



EFFECTO DEL LÁSER DE DIODO SOBRE LA FUERZA MÁXIMA DE RESISTENCIA Y LA CANTIDAD DE RESINA REMANENTE EN LA DESCEMENTACIÓN DE BRACKETS CERÁMICOS; ESTUDIO IN VITRO

AUTORES

**PAULA ANDREA GUZMAN MUÑOZ
GISSELLE LEONOR PANTOJA CHATAZAR**

DIRECTOR

SERGIO VELASQUEZ

Odontólogo, Ortodoncista, Maestría en Educación mediada por las TIC. Fellow Láser en Odontología AALZ

ASESOR CIENTIFICO

SERGIO VELASQUEZ

Odontólogo, ortodoncista, maestría en educación mediada por las TIC. Fellow Láser en Odontología AALZ

ASESOR METODOLOGICO

CARLOS MARTINEZ

Odontólogo, Maestría en Epidemiología. Esp. Pedagogía y Docencia. Esp. en Gerencia de Servicios de Salud

ASESOR ESTADISTICO

CALOS MARTINEZ

Odontólogo, Maestría en Epidemiología. Esp. Pedagogía y Docencia. Esp. en Gerencia de Servicios de Salud

COLEGIO ODONTOLOGICO

**INSTITUCION UNIVERSITARIA COLEGIOS DE COLOMBIA - UNICOC
ORTODONCIA Y ORTOPEDIA MAXILAR**

Nota de Aceptación:

Firma presidente del jurado

Firma del Jurado

Firma del Jurado

Santiago de Cali, Julio de 2022.

Dedicatoria

Este trabajo se lo dedico al regalo más grande que Dios me dio mi familia, quienes siempre han confiado en mí y me han enseñado a superarme bajo los buenos valores, el sacrificio, con humildad y perseverancia.

Gisselle Pantoja Chazatar

Dedico este trabajo de investigación, a mi familia, que son el pilar fundamental de mi vida.

Paula Andrea Guzmán Muñoz

Agradecimientos

Agradecemos.

Al doctor Sergio Velásquez por introducirnos en el mundo de la investigación, que no es nada sencillo, estimulando nuestro pensamiento crítico, con un proceso de aprendizaje que ha contribuido a tantas investigaciones y profesionales amantes de la innovación con iniciativa personal, también por facilitarnos su láser de diodo Gemini con el que desarrollamos nuestro proyecto.

Al doctor Carlos Martínez, por su paciencia y constancia para el desarrollo de los análisis del proyecto, su acompañamiento continuo y por el préstamo del microscopio digital.

A la Universidad del Valle y a su Escuela de ingeniería de Materiales, por abrirnos las puertas para realizar el ensayo de cizallamiento y también para futuros proyectos conectados entre instituciones.

Gisselle Pantoja Chazatar
Paula Andrea Guzmán Muñoz

Contenido

	Pág.
Glosario	12
1 INTRODUCCIÓN	13
2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	15
3 MARCO TEÓRICO	16
3.1 Dureza.	17
3.2 Elasticidad.	17
3.3 Permeabilidad.	18
3.4 Radiopacidad.	18
3.5 Tensión superficial.	19
3.6 Energía superficial.	19
3.7 Humectancia.	19
3.8 Capilaridad.	19
3.8.1 Adhesión mecánica.	20
3.8.2 Adhesión química.	20
3.8.3 Adhesión al esmalte.	20
3.8.4 Adhesión a brackets.	20
4 Laser En Odontología General.	21
4.1 Dependiendo de la longitud de onda a la cual pertenecen.	22
4.1.1 Láseres rojos (350-750 nm).	22
4.1.2 Láseres infrarrojos.	22
4.2 Dependiendo de la temperatura que alcance el tejido.	22
4.2.1 Duros.	22

4.2.2	Blandos.	22
4.2.3	Patología y terapéutica.	24
4.2.4	Aclaramiento dental.	24
4.2.5	Periodoncia.	24
4.3	Cirugía Oral.	25
4.3.1	Preventiva.	25
4.3.2	Trastorno temporomandibular.	25
4.3.3	Úlceras aftosas.	25
4.3.4	Ortodoncia.	25
5	OBJETIVOS.	30
5.1	OBJETIVO GENERAL.	30
5.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.	30
6	METODOLOGÍA	31
6.1	DISEÑO DEL ESTUDIO.	31
6.2	POBLACIÓN OBJETIVO.	31
6.3	CRITERIOS DE SELECCIÓN.	31
6.3.1	CRITERIOS DE INCLUSIÓN.	31
6.3.2	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.	31
6.4	TAMAÑO DE MUESTRA Y MUESTREO.	31
6.4.1	CÁLCULO DEL TAMAÑO DE MUESTRA.	32
6.4.2	DISEÑO DE MUESTREO.	32
Ari		33
Definición		33
<i>Tipo de falla</i>		33
Falla en la interfaz entre dos estructuras, falla tipo adhesiva		33

Falla al interior de la estructura, falla tipo cohesiva	33
6.5 Definición De Variables.	34
6.5.1 Variables.	34
6.5.2 Cuadro operacional de las variables.	35
6.6 Análisis Estadístico.	35
6.7 Consideraciones Éticas.	36
7 Resultados.	36
8 Discusión.	39
9 Recomendaciones.	44
10 Conclusiones.	45
11 Referencias	46
Anexos.	49

Índice de Tablas

	Pág.
Tabla 1 Tipos de láser: Clasificación y propiedades.	23
Tabla 2 Índice del adhesivo remanente (ARI).....	33
Tabla 3 Definición operacional de las variables.	35
Tabla 4 Variable índice fuerza.....	37
Tabla 5 Variable índice ARI.	37

Índice de Ilustraciones

	Pág.
Ilustración 1 diagrama porcentaje esfuerzo máximo (resistencia) evaluado en cuartiles.	37
Ilustración 2 Porcentaje Índice ARI evaluado en cuartiles.....	38
Ilustración 3 Resultado del Porcentaje de resistencia a la unión de brackets monocristalinos y policristalinos.	38
Ilustración 4 Adherencia a la cizalla en Brackets cerámicos. Antes (a) y Después (b) del ensayo.	39

Lista de Anexos

	Pág.
Anexo A Adherencia a la cizalla en Brackets poliméricos. Antes (a) y después del ensayo (b).....	49
Anexo B Grafica de fuerza vs extensión de adherencia de la cizalla en Brackets monocristalinos (control).	51
Anexo C Grafica de Fuerza vs Extensión de adherencia a la cizalla en brackets policristalinos (control).	52
Anexo D Grafica de Fuerza Vs Extensión de adherencia a la cizalla en Brackets monocristalinos (laser).....	53
Anexo E Grafica de Fuerza vs Extensión de adherencia a la cizalla en Brackets policristalinos (láser).	54
Anexo F Observaciones.	55
Anexo G Selección de muestras y elaboración de bases.	56
Anexo H Proceso de cementación.	58
Anexo I Aplicación de láser.	59
Anexo J Máquina Universal de Ensayos	60
Anexo K Índice adhesivo remanente Brackets monocristalinos control.....	61
Anexo L Índice adhesivo remanente Brackets monocristalinos experimental.....	65
Anexo M Índice adhesivo remanente Brackets policristalinos control.	68
Anexo N Índice adhesivo remanente Brackets policristalinos experimental.	72

Glosario

Láser: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation; (amplificación de luz por emisión estimulada de radiación) es un dispositivo que utiliza un efecto de la mecánica cuántica, la emisión inducida o estimulada, para generar un haz de luz coherente tanto espacial como temporalmente

Láser de diodo: El láser de diodo está constituido por un medio activo sólido, formado por un semiconductor que frecuentemente usa una combinación de galio, arsenio y otros elementos como el aluminio o el indio para transformar la energía eléctrica en energía luminosa. La longitud de onda de estos láseres para su utilización en Odontología comprende un rango desde 800nm hasta 980nm¹. Pueden emitir en modo continuo o en pulsos y, debido a su longitud de onda, la energía es fácilmente transportable a través de fibra óptica. Las fibras ópticas pueden variar entre 200, 300 y 600µm según el fabricante

Longitud de onda: a distancia a la que se repite la forma de la onda. Normalmente se consideran dos puntos consecutivos que poseen la misma fase: dos máximos, dos mínimos, dos cruces por cero (en el mismo sentido).

Potencia: es la cantidad de **trabajo** (fuerza o energía aplicada a un cuerpo) en una **unidad de tiempo**. Se expresa con el símbolo '**P**' y se suele medir en **vattios** o **watts (W)** y que equivale a 1 julio por segundo.

Máquina universal de ensayos: es una máquina semejante a una prensa, con facultades para someter materiales a ensayos de tracción, compresión o flexión para medir sus propiedades. La fuerza ejercida se logra mediante placas de compresión o mordazas (cónicas o laterales) accionadas por tornillos (mordazas manuales) o sistema hidráulico (mordazas hidráulicas).

Cizallamiento: es la acción o el estrés resultante de fuerzas aplicadas que causa que dos partes contiguas de un cuerpo o dos cuerpos se deslicen uno con respecto al otro en dirección paralela a su plano de contacto. Fuerza interna que desarrolla un cuerpo como respuesta a una fuerza cortante y que es tangencial a la superficie sobre la que actúa.

1 INTRODUCCIÓN

Los brackets cerámicos son día a día más apetecidos por los pacientes que acuden a consulta con la intención de iniciar su tratamiento de ortodoncia. Además de la ventaja estética, estos brackets son duraderos y son resistentes al cambio de color; Sin embargo, en comparación con los metálicos, los brackets cerámicos tienen menor resistencia a la fractura y mayor resistencia de la unión (1). Al ser frágil, este tipo de bracket no se puede despegar de la superficie dental del esmalte como los de metal.

Las pinzas, que aplican fuerzas de corte (fuerzas de torsión) podrían usarse para quitar los brackets de cerámica. Sin embargo, estas técnicas pueden causar fractura del esmalte y falla o rotura de éste (2). Se han propuesto varias alternativas para solucionar esta situación, uno de los métodos sobre los cuales se está haciendo investigación y que ha demostrado resultados eficaces es utilizar energía térmica (3), que se traduce en la aplicación controlada de calor a los brackets a ser retirados, logrando ablandar la interfaz con el adhesivo, usando para lograr este objetivo: el láser.

Este estudio utilizó un láser de alta energía: el láser Diodo, con características de pequeño tamaño y peso, corriente, voltaje, intensidad y potencia ideales; La tecnología láser permite a los odontólogos proporcionar un tratamiento menos invasivo para muchos procedimientos preventivos, restauradores, cosméticos y quirúrgicos de tejidos blandos. (4)

El láser de diodo Gemini 810 + 980 representa un nuevo avance en la tecnología láser dental, éste es el primer láser dental para tejidos que ofrece una opción de dos longitudes de onda láser en un solo sistema. Tiene la capacidad de seleccionar la configuración del láser que mejor se adapte a los procedimientos específicos y las necesidades del paciente según el tipo de tejido y las características óptimas de absorción de la longitud de onda.

Una ventaja del láser de diodo Gemini 810 + 980 es que genera menos calor térmico colateral que otros láseres de diodo que haya utilizado, lo que permite evitar efectos secundarios sobre la pulpa dental.

Es de gran valor, hallar un método óptimo para descementar brackets cerámicos sin efectos destructivos sobre el esmalte y sobre la pulpa, esto ayudaría a los profesionales en Ortodoncia a brindar una mejor atención a sus pacientes, reduciendo la incomodidad

que generalmente produce la remoción de Brackets cerámicos tanto monocristalinos, como policristalinos.

El objetivo de este estudio, por ende, fue determinar la eficacia del retiro de brackets cerámicos monocristalinos y policristalinos con láser diodo cementados a dientes premolares extraídos por indicación ortodóncica.

2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A través del tiempo se ha discutido sobre las consecuencias que trae el retiro de brackets con respecto a la cantidad de esmalte alterado como resultado de la unión y la desunión del bracket, ya que el retiro forzado y el uso de fresas sobre el remanente de resina que queda en la superficie causa fractura y daño, (5). El éxito de la descementación se basa en mantener intacto este esmalte y en provocar el mínimo de dolor en el paciente; los autores proponen diferentes técnicas de remoción del adhesivo y la resina, pero no existe un protocolo adecuado que produzca el menor daño (6) las técnicas convencionales producen fuerza y daño en el esmalte, además de eso el paciente siente cierta molestia o dolor debido a las altas fuerzas suministradas, incluso muchas veces son ingeridos cuando no hay cierto cuidado, esto sucede en especial con los brackets cerámicos (7) (8), se han utilizado otras técnicas menos traumáticas como el descementado térmico, el uso de ultrasonido y láseres reduciendo el riesgo de causar daños en el esmalte". (9) en este proyecto se utiliza el uso del láser Diodo en el cual se busca determinar ¿cuál es la diferencia y la eficacia que existe entre el retiro de brackets cerámicos de forma convencional en comparación con el retiro con láser Diodo? Esto con relación al remanente de resina y a la magnitud de la fuerza, se realiza un estudio in vitro.

3 MARCO TEÓRICO

Los primeros brackets estéticos aparecieron alrededor de los años 70, estos estaban fabricados de un policarbonato sobre un molde, muy pronto salieron del mercado por manchas y olores que fueron percibidos, también por la falta de dureza lo cual provocaba deformaciones plásticas y deterioro. En los años 80 los brackets cerámicos se desarrollaron para propósitos ortodóncicos con problemas mínimos; los brackets cerámicos resistían a la tensión, a la distorsión de la ranura y químicamente eran inertes a los fluidos que se ingerían, sin embargo tenían algunos problemas como la incapacidad para formar enlaces químicos, poca resistencia a las fracturas, resistencia friccional con el arco metálico, tiempo después se introdujo un bracket con una ranura metálica que minimizó estos problemas e hizo que se disminuyera la fricción y se reforzará el bracket (10)

El aspecto estético en la actualidad se ha incrementado, por lo cual es necesario desarrollar materiales con una apariencia aceptable y por supuesto un desempeño y una eficacia clínica para el especialista, los brackets cerámicos son fabricados de alúmina ya sea en su forma policristalina o monocristalina, sin embargo su uso es limitado por el desgaste que se genera en el esmalte en el momento de la descementación, además se fracturan con facilidad y tienen un elevado coeficiente de fricción que incrementa la resistencia al deslizamiento; Este coeficiente de fricción es mayor que el de los brackets metálicos, además hay que hacer fuerza de fricción mayor para controlar el anclaje y el movimiento óptimo. Algunos profesionales evitan el uso de estos brackets porque consideran que tienen una mecánica de deslizamiento diferente, además de esto existen otras desventajas:

- Debido a su color pueden mancharse y afectar la estética de la cerámica
- Son más costosos
- El tratamiento a veces es más largo que con los brackets metálicos
- Son más grandes que los metálicos es decir más susceptibles a fracturas sobre todo en la zona de las aletas (10)

Con respecto a las ventajas tenemos:

- Su tono de color se mezcla con la de los dientes
- No son perceptibles a cierta distancia
- En algunos pacientes hay mayor comodidad
- Generalmente no se despegan de los dientes (10)

El tejido que se ve perjudicado es el esmalte dental este está compuesto por un tejido biológico altamente mineralizado considerado el más duro del organismo, cubre la dentina coronaria y protege al tejido conectivo subyacente, está formado por millones de prismas entrelazados y se extiende desde la unión amelodentinaria hasta la superficie externa. Su componente principal son los cristales de hidroxiapatita constituidos por fosfato de calcio que es el componente inorgánico y la enamulina el componente orgánico, Esta última es muy similar a la queratina y contribuye a la permeabilidad, su matriz orgánica también contiene polisacáridos y no contiene colágeno (11) y sus propiedades del esmalte son:

3.1 Dureza.

“Es la resistencia superficial de una sustancia a ser rayada o a sufrir deformaciones motivadas por presiones. La dureza del esmalte se debe a que se encuentra compuesto en su mayoría por un mineral inorgánico, la hidroxiapatita (95%), que también está presente en el hueso, la dentina y el cemento”. (11)

3.2 Elasticidad.

Se considera al esmalte como un tejido frágil y con tendencia a la fractura porque posee una baja resistencia a la tensión y tiene un módulo de elasticidad alto ya que ésta depende de la cantidad de agua, de sustancia orgánica y del apoyo dentinario que presente. Color y transparencia: Su color es de blanco amarillento a blanco azulado es translúcido sin embargo este color no es sólo del esmalte, sino que también depende de sus estructuras subyacentes sobre todo de la dentina, su transparencia se debe el grado de mineralización a mayor mineralización mayor translucidez.

3.3 Permeabilidad.

El esmalte puede servir como una membrana semipermeable, permitiendo la difusión de agua y de algunos iones que se encuentran en la cavidad bucal. Esta propiedad es muy reducida en dientes viejos.

3.4 Radiopacidad.

El esmalte es la estructura más radiopaca de todo el organismo por su grado de mineralización.

Composición química: El esmalte está constituido químicamente por una matriz orgánica (1- 2%), una matriz inorgánica (95%) y agua (3-5%) (11) (12)

La adhesión hace referencia a la relación íntima que se da gracias a una atracción física de las moléculas de una sustancia o a la atracción molecular entre las superficies de cuerpos en contacto, todo esto se da en función de las fuerzas de atracción que operan entre sí produciendo fuerzas de enlaces iónicos y covalentes, enlaces de hidrógeno y otras fuerzas equivalentes. Las fuerzas que tienden a unir moléculas de una misma sustancia se llaman fuerzas de cohesión.

El material para la adhesión se llama adhesivo y el material sobre el cual se aplica se llama adherente, esta adhesión es de tipo unión superficial. En odontología la adhesión se define como el fenómeno por el cuál dos superficies se mantienen unidas por fuerza de atracción establecida entre sus moléculas, se produce una unión química o mecánica entre materiales mediante un adhesivo; existen algunos materiales que no necesitan de un material de enlace para el contacto y hay otros que si requieren de este como es el caso del esmalte y el bracket. Para una interfase de adhesión óptima se debe cumplir ciertos requisitos. (13)

- La superficie del sustrato debe estar limpia
- El adhesivo debe mojar bien al sustrato y esparcirse por toda la superficie
- No debe existir aire atrapado entre el adhesivo y el sustrato
- La interfase debe tener una resistencia física, química y mecánica.

La adhesión depende de tres componentes: las características del esmalte y su preparación, el diseño de la base del aditamento ortodóntico y el sistema adhesivo que se va a utilizar

Los Factores que intervienen en la adhesión son:

3.5 Tensión superficial.

Corresponde a la fuerza que ejerce un líquido en contacto con una superficie, es una manifestación de sus fuerzas intermoleculares; para que el interior de su cuerpo se encuentre en equilibrio es necesario que exista una compensación de fuerzas electrostáticas esta tensión superficial se produce porque la superficie de un cuerpo no posee moléculas en todos sus lados por lo tanto las moléculas se cohesionan y forman una película difícil de mover entonces para que exista adhesión entre un sólido y un líquido es necesario que exista un íntimo contacto entre estas dos superficies, la tensión superficial del líquido debe ser menor que la energía del sólido Esta es inversamente proporcional ya que a menor tensión superficial hay una mayor posibilidad de que el adhesivo humecte el esmalte mejorando la adhesión (13)

3.6 Energía superficial.

Corresponde a la suma de todas las fuerzas intermoleculares sobre la superficie es el grado de atracción o repulsión que ejerce un material sobre otro

3.7 Humectancia.

la capacidad de un líquido para cubrir un sustrato por completo obteniendo una gran adhesión mecánica o química está dada por las fuerzas de atracción que hacen que el adhesivo se esparza para aumentar la humectancia, la energía superficial debe vencer la tensión superficial esta va a depender del adhesivo ya que mientras más humectante sea el adhesivo mayor será el contacto (13)

3.8 Capilaridad.

Es la capacidad de penetración de un líquido en un tubo muy delgado esto va a depender de la tensión superficial el ángulo de contacto y la viscosidad del líquido

mientras menores sean estos, mayor será la capilaridad y como tal para introducirse por el capilar

Existen 4 tipos de adhesión:

3.8.1 Adhesión mecánica.

En esta intervienen poros y rugosidades que logran una traba entre los materiales son irregularidades microscópicas en la superficie del sustrato por ello el adhesivo debe ser fluido o ligeramente viscoso para penetrar con facilidad y al endurecer proporcionar un anclaje o unión mecánica por ejemplo la micro abrasión, el arenado y el grabado ácido.
(1)

3.8.2 Adhesión química.

Reacción química entre dos superficies en contacto. Esta reacción ocurre a nivel atómico e intervienen fuerzas primarias como por ejemplo enlaces covalentes, iónicos y metálicos. (14).

3.8.3 Adhesión al esmalte.

La base de una lesión en el esmalte es el grabado ácido Esta técnica consiste en la aplicar un ácido en concentraciones adecuadas sobre el esmalte dental o estructura dental durante un tiempo determinado lo que hace que disuelva los prismas individuales consiguiendo una profundidad Entre 10 y 15 um es decir una superficie rugosa e irregular, esto me va a permitir una traba mecánica que al polimerizar la resina va a formar un enlace mecánico fuerte con la superficie del esmalte.

3.8.4 Adhesión a brackets.

En los años 70 publicaron muchos tipos de adhesivos ortodóncico y al mismo tiempo descubrieron resinas acrílicas que actuaban como selladores y adhesivos en este tiempo se crea la resina de Bowen o bisGMA bisfenol A glicidilo dimetacrilato, creada para aumentar la estabilidad dimensional y lograr que la limpieza después del descementado sea más fácil.

La primera evaluación sobre adhesión se publicó en 1977 desde entonces han salido numerosos productos existiendo en la actualidad muchos sistemas adhesivos y variedad de diseños de brackets y dispositivos de fotocurado. La adhesión en ortodoncia tiene por objetivo asegurar la retención de los brackets y los aditamentos mientras se realiza el tratamiento y que al final de éste se pueden despegar con facilidad sin alterar el tejido del esmalte, ni mancharlo, por eso es un proceso reversible que no debe dejar huellas, se ha estudiado mucho el efecto del ácido fosfórico en la descalcificación del esmalte en el desarrollo de manchas blancas y lesiones alrededor de los aparatos ortodónticos inventados, también en fracturas sobre todo en el momento de la descementación. Se busca un tratamiento preventivo que debe exigir un estricto programa de higiene oral aplicaciones de flúor y uso de aparatos simples pero eficaces los resortes helicoidales los arcos con muchas ansias ponen en riesgo el cementado y comprometen al esmalte sano y también a los tejidos periodontales. Para obtener unos buenos resultados en la adhesión se deben considerar tres aspectos importantes.

La superficie del diente con toda su preparación, el diseño de la base del bracket y el material adhesivo.

4 Laser En Odontología General.

La utilización del láser en Odontología ha experimentado una constante evolución y desarrollo, siendo cada vez más las especialidades odontológicas que lo emplean ya sea en procedimientos diagnósticos o terapéuticos (4). Los láseres actuales permiten realizar procedimientos tanto en tejidos duros como blandos de la cavidad, haciendo que las intervenciones sean menos dolorosas para los pacientes.

En 1960, Theodore H. Maiman, un científico de la corporación Hughes Aircraft, desarrolló el primer dispositivo láser (amplificación de luz por emisión estimulada de radiación), que emitía un haz de luz rojo profundo desde un cristal de rubí. (1). El fundamento del láser es generar un haz de luz monocromática (que tiene una longitud de onda muy estrecha) y altamente colimada (que tiene una sola dirección) a través de un tubo filamentoso. El tubo o fibra tiene una capa de revestimiento que colima la energía de la luz y tiene una funda protectora exterior. Esto significa que el láser se produce en la punta y no en los lados de la fibra. El láser emite energía concentrada a través de la

fina punta de la fibra óptica a los tejidos donde la energía es absorbida. El grado de absorción variará con la longitud de onda del láser (medido en nanómetros), la salida de potencia o energía seleccionado por el clínico y las características ópticas del tejido objetivo incluyendo su contenido de agua (15)

Desde entonces, la tecnología láser ha evolucionado y en la actualidad son ampliamente utilizados por diferentes profesionales, por lo que tienen múltiples clasificaciones, a continuación, propondremos las más usadas en odontología y se presenta una tabla con la longitud de onda, la forma de la onda y las aplicaciones en el campo.

4.1 Dependiendo de la longitud de onda a la cual pertenecen.

4.1.1 Láseres rojos (350-750 nm).

Pertenecen los de argón (488-514 nm) y potasio titanil fosfato (KTP de 532 nm) (1). En el campo odontológico, este tipo se usa para detección de caries, como: Diagnodent® y los láseres de diodo utilizados para terapia de baja intensidad, como: Argilaser®.

4.1.2 Láseres infrarrojos.

Se dividen en porción cercana; diodos (800-980 nm) y neodimio: itrio aluminio y granate Nd:YAG (1064 nm) , media; Er:YAG (2940 nm) o ErCr:YSGG (2780 nm) o lejana; CO2 (10.600 nm) del espectro infrarrojo, no son visibles al ojo humano, por lo que se requieren haces de luces visibles como apuntadores.

4.2 Dependiendo de la temperatura que alcance el tejido.

4.2.1 Duros.

Llamados “Quirúrgicos o HLLT” por highlevel laser therapy, producen un efecto térmico en los tejidos, esto es posible debido a la conversión de energía lumínica en térmica (1). Para odontología son muy precisos en cortes y coagulación de vasos de pequeño calibre.

4.2.2 Blandos.

Se conocen como “LLLT” por lowlevel laser therapy, no producen aumento de temperatura y generan efectos directos sobre la cicatrización y la regeneración celular: bioestimuladores (1). En odontología son muy usados para reparación de heridas ya que tienen mayor absorción en tejidos inflamados.

Tabla 1 Tipos de láser: Clasificación y propiedades.

Tipo de láser	Long de oda (nm)	Forma de onda	Aplicaciones
Dióxido de carbono	10 600	Continuo superpulsado	Incisión y ablación de tejidos blandos Desepitelizacion gingival durante procedimientos regenerativos Periodontales
Neodimio: itrio-aluminio-granate (Nd:YAG)	1064	Pulsado	Incisión y ablación de tejidos blandos Vaporización de caries incipientes hemostasia Descontaminación periodontal descontaminación endodóntica tratamiento de hipersensibilidad Dentinaria
Erbio, itrio-aluminio-granate (Er:YAG)	2940	pulsado	Incisión y ablación de tejidos blandos Descontaminación periodontal descontaminación endodóntica tratamiento de hipersensibilidad dentinaria Remoción de caries ablación de tejidos duros
Erbio, cromo: itrio-Selenio-galio-granate (ErCr:YSGG)	2780	Pulsado	Incisión y ablación de tejidos blandos Descontaminación periodontal
Argón	457-	Pulsado	Fotocurado de resinas Activación de peróxido de carbamida Incisión y ablación de tejidos blandos Hemostasia
	502-	Continuo	

Antes de utilizar láser, debemos tener en cuenta algunas consideraciones generales y precauciones a su uso:

- A mayor distancia del terminal, mayor diámetro del rayo y menos intensidad de la luz, por ello menos precisión.
- A mayor potencia de la fuente de energía, mayor poder de penetración.
- Cuanto mayor sea el diámetro, mayor daño a los tejidos adyacentes.
- No irradiar sobre los ojos.
- Usar siempre el punto de aplicación, para no dañar tejidos cercanos.
- Nunca irradiar con láser bioestimulante en patologías premalignas o malignas, o en casos de pacientes fotosensibles. (2)

En odontología, el láser es ampliamente utilizado en las diferentes especialidades, en base a sus características físicas y biológicas, a continuación, se describen las principales ventajas y usos en la práctica diaria:

4.2.3 Patología y terapéutica.

Procedimientos sin o con muy poca cantidad de anestesia. (2)

4.2.4 Aclaramiento dental.

Los agentes químicos para aclaramiento dentales funcionan por una reacción óxido-reducción que libera radicales que arrastran las moléculas que tiñen los dientes (2). Se ha evidenciado que éstos apresuran su tiempo de trabajo cuando son activados con láser, debido a que la descomposición de peróxido es más rápida, y disminuye el tiempo de aplicación.

4.2.5 Periodoncia.

El láser Er-Cr YGSS elimina el cálculo por fotoablación y además es capaz de eliminar el smear layer (mezcla de restos de cemento, toxinas de los materiales de obturación, bacterias y cálculo residual), permitiendo una disminución de la profundidad de las bolsas y permite llegar a zonas de difícil acceso, como furcas, zonas socavadas (2). También es

importante su papel bioestimulador, así como la gran utilidad que tiene para el manejo de gingivectomías, frenillectomías.

4.3 Cirugía Oral.

El láser de CO₂, lleva usándose desde la década de los 70, siendo hoy en día aún el más indicado gracias a su precisión de corte y a la coagulación que permite (1,7 del dos). Los tejidos alrededor a la zona de aplicación no sufren daño, no hay riesgo de complicaciones, no se requiere sutura y la cicatriz es de menor tamaño.

4.3.1 Preventiva.

Unión del láser con gel de flúor con el objetivo de reforzar la superficie del esmalte, a través de la formación de cristales interprismáticos. El problema aún surge, en que se requieren numerosas sesiones, lo cual hace que este procedimiento no sea del todo práctico aún.

4.3.2 Trastorno temporomandibular.

los trastornos de la articulación son cada día más frecuentes como motivo de consulta, la LLLT se ha utilizado para reducir los signos y síntomas de la afección, a través de sus efectos bioestimulante, regenerativos, analgésicos y antiinflamatorios (16), (10). También es ampliamente usada para tratar contracturas musculares faciales, permitiendo la relajación de los músculos y los movimientos normales de atm y mandíbula.

4.3.3 Úlceras aftosas.

Las aftas son lesiones ulcerativas muy comunes de la mucosa bucal y afectan a más del 20% de la población (17). Gracias al efecto analgésico y de biomodulación del láser Terapéutico (LLLT), se alivia el dolor que producen las úlceras aftosas y su recurrencia.

4.3.4 Ortodoncia.

En ortodoncia, la utilización de láseres se limita a un bajo número de campos de uso, estudios recientes investigan la aceleración del movimiento del diente de ortodoncia por LLLT, entre otros y el uso de láseres de alta energía se ha centrado en la simplificación del procedimiento de desunión de brackets cerámicos (18).

Este proyecto de investigación se basa en la aplicación de láser en Ortodoncia, motivo por el cual se abordará más a fondo las finalidades de su uso hasta llegar a la remoción de brackets cerámicos; tema que es el objetivo final de este estudio.

- **Prevención de la desmineralización:**

Posterior al retiro de los brackets de ortodoncia, se ha evidenciado zonas de desmineralización del esmalte clínicamente detectables.

Estas lesiones de mancha blanca se consideran precursoras de caries en esmalte y dentina y se han atribuido a la acumulación prolongada y la retención de la placa bacteriana en la superficie del esmalte adyacente a los aparatos ortodónticos.

Existen varios factores que pueden actuar en conjunto para lograr esta reducción de la susceptibilidad a la caries. Los estudios realizados indican 10 segundos de exposición a un nivel de energía de 250 mW mostrando una reducción de 31- 35% en la desmineralización y concluyen que además de disminuir la desmineralización del esmalte y la pérdida de la estructura dental, el tratamiento con láser puede reducir el umbral del pH en el que se produce la disolución. (15)

- **Manejo del dolor:**

Los Láseres de baja potencia poseen propiedades analgésicas para disminuir el dolor tras los ajustes ortodónticos, entre los cuales destacan el láser de Arseniuro de Galio y Aluminio (Ga,Al,As), el láser de Arseniuro de Galio (Ga,As) y el láser de HelioNeón (19). El láser que se utiliza en estos casos puede ser el de diodo de arseniuro de galio y aluminio, que se aplica de una manera puntual, en el ápice radicular con una dosimetría de 2 J/cm² y a lo largo del eje de la raíz con tres puntos de 1 J / cm². La frecuencia de aplicación es de 1-2 sesiones semanales (15). El LLLT produce una estimulación de neuronas deprimidas y del sistema linfocitario, lo que se traduce en desaparición de dolor después de la aplicación local de laser de CO₂ al realizar fuerzas ortodónticas.

4.3.4.2 Efectos fotobiomoduladores:

- **Expansión del maxilar:** Para esta terapia se usa el láser de baja potencia Diodo de Arseniato de Galio Aluminio por sus propiedades bioestimulantes celulares (19), que produce aceleración en la formación de hueso en la sutura media palatina, previene la recidiva de la expansión, acorta el período de retención y reduce el discomfort del paciente, al mismo tiempo que el cual reduce el movimiento ortodóntico indeseado y la proinclinación de las piezas dentales.

La aplicación del láser se realiza en puntos determinados distribuidos en la trayectoria paralela a la sutura media palatina, antes de activación del expansor, con una dosis de 2J/ cm² por punto determinado. Durante el periodo de activación de la expansión las aplicaciones deben ser realizadas de 2 a 3 sesiones semanales con intervalo mínimo de 48 horas (19).

- **Movimiento dental:** Se ha demostrado que la terapia con láser aumenta la velocidad de movimiento ortodóntico de los dientes de una manera fisiológica, sin causar efectos secundarios sobre la vitalidad o sobre el periodonto.

Diferentes autores como Doshi y Bhad encontraron que el láser aumenta en 30% el movimiento dentario en comparación con el grupo control por lo que se puede usar de manera segura y rutinaria durante el tratamiento. La aplicación es de forma puntual, en el ápice radicular con una dosis de 2J/cm² a lo largo del eje radicular con 3 puntos de aplicación de 1 J/cm² y la frecuencia de aplicación será de 1 a 2 sesiones semanales (19).

4.3.4.3 Adhesión y remoción de brackets:

La fuerza de adhesión entre el bracket y la superficie del esmalte depende de tres factores: el mecanismo de retención de la base del bracket, el material adhesivo y la preparación de la superficie del diente. Comúnmente se utilizan sistemas adhesivos que emplean acondicionador de esmalte, solución primer, y resina para adherir los brackets de ortodoncia a la superficie del esmalte. (19)

- **Adhesión de brackets:** Láser de alta intensidad como el Er: YAG y Er,Cr:YSGG son los que se han utilizado para el grabado del esmalte previo al cementado de brackets.

A pesar de que los resultados obtenidos hasta ahora no superan los valores de adhesión que se alcanzan con el ácido ortofosfórico, puede considerarse como una técnica válida ya que superan el 70% de retención, que es el valor mínimo requerido. Con el láser de Er:YAG el esmalte es irradiado con una longitud de onda de 2, 94 μm , 300 mJ/ pulso, 10 pulsos por segundo durante 10 segundos. La energía del láser permite la fusión y la ablación localizada de la superficie del esmalte, lo que afecta al grabado a través del proceso de vaporización y micro-explosiones continuas, que ocurren debido a la vaporización del agua atrapada dentro de la matriz de hidroxiapatita (19).

- **Remoción de Brackets:** Para este procedimiento, algunos autores han considerado el uso del láser de alta intensidad del grupo YAG o, en la mayoría de los casos, el láser de CO₂ de modo pulsátil (con una longitud de onda de 10,6 micras con una potencia de 3 a 20W con tiempo de exposición de 2 a 3 segundos) (19), ya que provoca un reblandecimiento de la resina y facilita la remoción del bracket sin que haya fractura del esmalte dental o daños en la pulpa, debido a su potencia que genera calor.

Otros autores como Feldon han realizado estudios, en los que demuestran, que el láser diodo o láser de inyección tiene las características ideales para remoción de brackets cerámicos (20). En este estudio, utilizaremos este tipo de láser basados en la evidencia científica desarrollada en los últimos años en base a éste.

El láser diodo es un dispositivo semiconductor que produce radiación coherente; que quiere decir que todas las ondas tienen la misma frecuencia y fase, en el espectro visible o infrarrojo cuando la corriente lo atraviesa. Los diodos láser difieren de otros tipos de láser en varias formas importantes: tamaño pequeño y bajo peso, corriente, voltaje, intensidad y requisitos de potencia. (20)

Otros usos del láser diodo son, por ejemplo, los reproductores de discos compactos, impresoras láser y dispositivos de control remoto.

En el estudio realizado por Feldon y col (20), evaluaron el efecto del láser de diodo en la remoción de 2 tipos de brackets cerámicos, utilizando incisivos de bovinos y encontraron que el uso de láser de diodo disminuyó significativamente la fuerza de desunión requerida para los brackets monocristalinos sin aumentar significativamente la temperatura de la pared de la cámara pulpar interna, pero para los brackets policristalino no disminuyó significativamente la fuerza de desunión requerida, esto podría ser porque éstos últimos poseen una ranura metálica que hubiera podido interferir.

De igual manera, se han evaluado los cambios sobre las propiedades mecánicas del esmalte que produce el láser de diodo en la desunión de brackets cerámicos.

Sinaee y col, realizaron una prueba de nanoindentación mientras se controlaban los cambios de temperatura de la pulpa en un estudio In vitro (21), donde 18 brackets fueron cementados en premolares sanos, extraídos por motivos ortodónticos, y encontraron que el láser de diodo con 3W y 1W de potencia durante 3s es efectivo para reducir la fuerza de unión del bracket de cerámica monocristalina y que no tienen ningún efecto destructivo en la pulpa, aunque el láser de 1W es más seguro que el láser de 3W. El láser de diodo de 445 nm para la separación de brackets asistida por láser fue también estudiado utilizando 18 terceros molares extraídos sin caries.

El objetivo fue mirar si su uso conduce a un aumento de la temperatura en la pulpa dental con microcirculación simulada; obtuvieron que, según los ajustes de láser utilizados, no existe ningún riesgo para la vitalidad del tejido de la pulpa dental durante la desunión asistida. (22)

Para ilustrar cuantitativa y estadísticamente la cantidad restante de adhesivo en la superficie del diente después de la separación del bracket, muchos estudios utilizaron el índice de adhesivo remanente (ARI) [(17) (23) (16)].

El índice de adhesivo remanente fue diseñado para evaluar la cantidad de resina residual en la superficie de esmalte, después de retirar los brackets. Este índice tiene una gran importancia desde un punto de vista clínico y se registra utilizando la siguiente escala: 0= ausencia del adhesivo residual en el diente; 1= menos del 50% de adhesivo residual en el diente; 2= más del 50% de adhesivo residual en el diente; 3= todo el adhesivo residual en el diente, con la impresión de la base del bracket (4). Una

eliminación completa del material adhesivo corresponde a una puntuación ARI de 0 e implica, según algunos estudios, un mayor riesgo de fractura del esmalte. (18).

5 OBJETIVOS.

5.1 OBJETIVO GENERAL.

Determinar la eficacia del retiro de brackets cerámicos monocristalinos y policristalinos con láser Diodo en una técnica invitro, utilizando 28 dientes extraídos por motivos de ortodoncia, que se encuentren con la superficie intacta

5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

- Determinar a través del índice ARI (índice de adhesivo remanente) la influencia del láser de Diodo en el área que ocupa la resina remanente después del retiro de brackets cerámicos monocristalinos (N=7) y policristalinos (N=7) de la superficie de dientes extraídos por motivos de ortodoncia.
- Establecer con la máquina universal de ensayos, los niveles de fuerza requeridos para descementar los Brackets cerámicos monocristalinos (N=7) y policristalinos (N=7) de las muestras realizadas, dadas en Newtons.

6 METODOLOGÍA

6.1 DISEÑO DEL ESTUDIO.

Estudio de tipo experimental en donde a través de la modificación del protocolo de remoción de brackets se incluye el uso del láser para determinar el cambio o no en el remanente de resina en el bracket y la fuerza requerida para su desalajo.

6.2 POBLACIÓN OBJETIVO.

Este estudio se realizará con 28 segundos premolares inferiores extraídos con motivos Ortodóncicos, que se cementarán con Brackets cerámicos; 14 monocristalinos y 14 policristalinos, que se encuentren con la superficie dental sana, sin restauraciones, sin caries, sin fracturas o desgastes.

6.3 CRITERIOS DE SELECCIÓN.

6.3.1 CRITERIOS DE INCLUSIÓN.

- Dientes extraídos de pacientes bajo tratamiento de ortodoncia que se encuentren completamente sanos y con las superficies vestibulares intactas.
- Premolares extraídos recientemente
- Superficies desgastadas o que ya se hubieran sometido a algún proceso de desmineralización del esmalte.

6.3.2 CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.

- Primeros premolares inferiores.
- Primeros y segundos premolares superiores.
- Premolares con restauraciones en resina, amalgama, caries, fracturas, superficies desgastadas o que ya se hubieran sometido a algún proceso de desmineralización del esmalte.

6.4 TAMAÑO DE MUESTRA Y MUESTREO.

6.4.1 CÁLCULO DEL TAMAÑO DE MUESTRA.

- El análisis de potencia que se usó para estimar el número de casos requeridos, según estudios anteriores, por ejemplo: 14 muestras por grupo para lograr una potencia de prueba de $p > 80\%$, un error α de 0.05 y un tamaño del efecto de 0.97 por una observación bilateral. Se seleccionó un valor de $\alpha = 0.05$ como la probabilidad de error. Se aplicará una prueba de χ^2 a la tabla de distribución de frecuencias

6.4.2 DISEÑO DE MUESTREO.

Para evaluar el nivel de fuerza requerido en cada técnica, se emplea una máquina de ensayo Instron Modelo Universal para medir las fuerzas de desunión.

Las máquinas de ensayo universales (máquinas de ensayos de tracción-compresión) representan una solución flexible para ensayar un gran número de materiales y componentes para aplicaciones de todos los sectores.

Una máquina universal de ensayos es una máquina semejante a una prensa, con facultades para someter materiales a ensayos de tracción, compresión o flexión para medir sus propiedades. La fuerza ejercida se logra mediante placas de compresión o mordazas (cónicas o laterales) accionadas por tornillos (mordazas manuales) o sistema hidráulico (mordazas hidráulicas).

La máquina universal de ensayos tiene como función comprobar la resistencia de diversos tipos de materiales. Para esto posee un sistema de servocontrol (servolazo) que aplica cargas controladas sobre una probeta (modelo de dimensiones preestablecidas) y mide en forma de gráfica la deformación, y la carga al momento de su rotura.

Los tipos de ensayos que se pueden realizar son atracción, compresión o flexión.

En la medición del remanente de resina se tomarán imágenes con una cámara o un estereomicroscopio para la mejor visualización y mayor detalle del remanente, utilizando un testigo métrico que puede ser un pie de rey o una regla milimetrada y posteriormente evaluar el remanente de resina a través del índice ARI

Tabla 2 Índice del adhesivo remanente (ARI)

Ari	Definición	Tipo de falla
0	No hay remanente adhesivo en la superficie dental	Falla en la interfaz entre dos estructuras, falla tipo adhesiva
1	Menos de la mitad del remanente adhesivo en la estructura dental	
2	Mas de la mitad del remanente adhesivo en la estructura dental	Falla al interior de la estructura, falla tipo cohesiva
3	Todo el resto de remanente adhesivo permanece en la estructura	

Para determinar la muestra y los brackets retirados de dientes seleccionados de cada paciente, lo haremos así:

- **Grupo control:** 7 premolares inferiores cementados con Brackets cerámicos monocristalinos y 7 premolares inferiores cementados con Brackets cerámicos policristalinos a los que no se les aplicó láser previo a la descementación con la máquina universal de ensayos.
- **Grupo casos:** 7 premolares inferiores cementados con Brackets cerámicos monocristalinos y 7 premolares inferiores cementados con Brackets cerámicos policristalinos sometidos a aplicación de láser diodo previo a la descementación. La aplicación del láser se realizará en la interfaz resina-bracket en 4 superficies: distal, mesial, gingival y oclusal.

Los Brackets después de retirados se medirán con el índice ARI; se utilizará un microscopio con una regla milimetrada, ubicada en la superficie fotografiada, en oclusal de cada premolar. Éste estará conectado a un computador, en el que se realizarán todas las fotos y las mediciones de las variables. Se procederá a tomar una foto macro con el

programa “IMAGEJ”, de cada premolar control y caso, con un medio de contraste de luz led apuntando directamente sobre el diente, lo que permite la visualización correcta del remanente de resina en cada diente. Posteriormente se realizará la demarcación y medición de cada área con el programa “DIGIMIZER”. (ver anexos)

Los instrumentos utilizados fueron:

- Microscópico (obtención de la imagen)
- Distancia al foco para determinar una distancia estándar
- Testigo métrico (obtención del valor: regla milimetrada)
- Iluminación estándar: luz led de lámpara Valo, modo: resina.
- Programa IMAGEJ
- Programa DIGIMIZER

6.5 Definición De Variables.

6.5.1 Variables.

- Variable resultado (dependiente): Resina remanente Variable explicativa (independiente): Fuerza
- Variables intervinientes: tipo de bracket: monocristalino o policristalino

6.5.2 Cuadro operacional de las variables.

Tabla 3 Definición operacional de las variables.

Variable	Definición operacional	Tipo / nivel de medición	Valores posibles	Fuente de información
Resina remanente	Cantidad de resina remanente que queda en el bracket después del retiro con láser	Cuantitativa/escala numérica de razón/ continua	0 - infinito	Brackets cerámicos policristalinos y monocristalinos
Fuerza	Nivel de fuerza requerido para retirar los brackets cementados a las superficies dentales de los modelos	Cuantitativa/escala numérica de razón/continua	Dada en newtons y traducida a megapascals	Brackets cerámicos policristalinos y monocristalinos
Uso de láser	Eficacia en el uso del láser para la descementación	Cualitativa/escala numérica de intervalo/discreta	1	Clínica del posgrado de Ortodoncia UNICOC

6.6 Análisis Estadístico.

Los cálculos estadísticos se realizaron con STATA IC15 y Prism 9. Se calcularon medidas de tendencia central, dispersión y posición. El contraste de la fuerza y el índice ARI (numérico y categórico) entre el grupo convencional y el grupo láser se realizó mediante la prueba de Wilcoxon. Se realizó Anova de dos factores para identificar la interacción entre las variables de interés. Además de modelo un regresión lineal múltiple para determinar el aporte independiente de las variables. Se estableció el nivel de significancia de $\alpha=0.05$.

Las puntuaciones de ARI se examinarán para determinar una diferencia estadísticamente significativa entre el grupo convencional y el grupo láser mediante la prueba de chi cuadrado (χ^2). El análisis de potencia se usará para estimar el número de casos requeridos, según estudios anteriores, por ejemplo: 14 muestras por grupo para lograr una potencia de prueba de $p > 80\%$, un error α de 0.05 y un tamaño del efecto de 0.97 por una observación bilateral. Se seleccionó un valor de $\alpha = 0.05$ como la probabilidad de error. Se aplicará una prueba de χ^2 a la tabla de distribución de frecuencias

6.7 Consideraciones Éticas.

Investigación con riesgo mínimo según la resolución 8430 de 1998

7 Resultados.

Fueron evaluados 28 cuerpos de muestra distribuidos en grupos de 7; El análisis estadístico no mostró diferencias significativas entre grupo control y grupo laser con respecto a la fuerza de descementación, su comportamiento fue similar con una tendencia a una disminución de la fuerza en el grupo control, los resultados se pueden ver en la tabla Número 4.

Las mediciones indican que en dos muestras del grupo control de brackets monocristalinos se produjo una fractura del bracket. No se produjo ninguna fractura de brackets en el grupo de láser. Al comparar las puntuaciones ARI investigadas a simple vista y con un aumento de 10 veces del grupo control y el grupo láser, se mostró un cambio en el grupo de láser de los brackets policristalinos en la categoría 3 a comparación del grupo control, el número porcentual de la puntuación ARI de 1 fue mayor en el grupo de brackets monocristalinos control (60 %), mientras que el número porcentual de la puntuación ARI de 3 en el grupo de laser fue mayor que en el grupo de los brackets policristalinos. (Tabla 5)

Tabla 4 Variable índice fuerza

Resistencia	Monocristalino		Policristalino		P
	Media±DE	Me (IQR)	Media±DE	Me (IQR)	
<i>Control</i>	19.25±8.28	15.94 (13.8-27.5)	17.55±7.75	17.06 (9.45 - 21.74)	0,9491
<i>Láser</i>	18.89±10.58	20.65 (9.78-26.81)	19.56±7.52	17.06 (12.68-26.41)	0,8982
P	0,7012		0,6089		

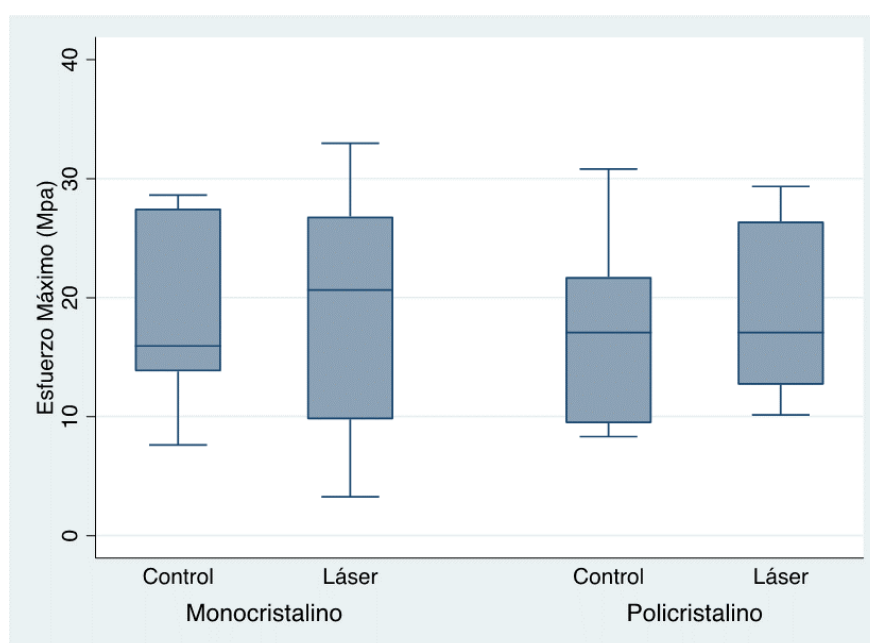


Ilustración 1 diagrama porcentaje esfuerzo máximo (resistencia) evaluado en cuartiles.

Tabla 5 Variable índice ARI.

Índice ARI	Monocristalino		Policristalino		P
	Media±DE	Me (IQR)	Media±DE	Me (IQR)	
<i>Control</i>	77.40±56.05	77.44(24.88-142.05)	24.40±16.89	21.86 (10.61-29.91)	0,0639
<i>Laser</i>	63.70±46.05	63.08 (14.22-103.44)	44.44±32.74	36.70 (21.38-70.13)	0,4822
P	0,6547		0,2248		

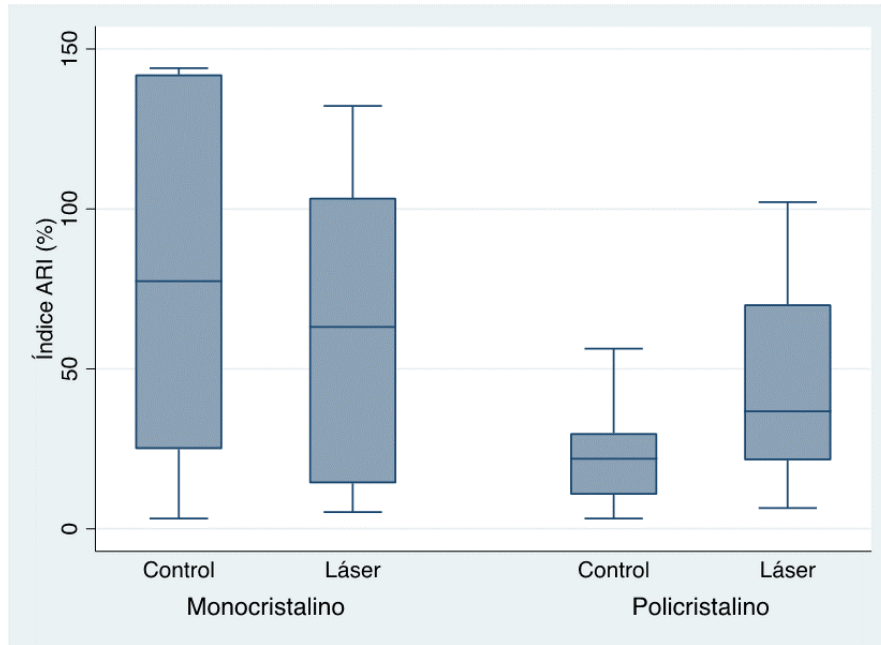


Ilustración 2 Porcentaje Índice ARI evaluado en cuartiles.

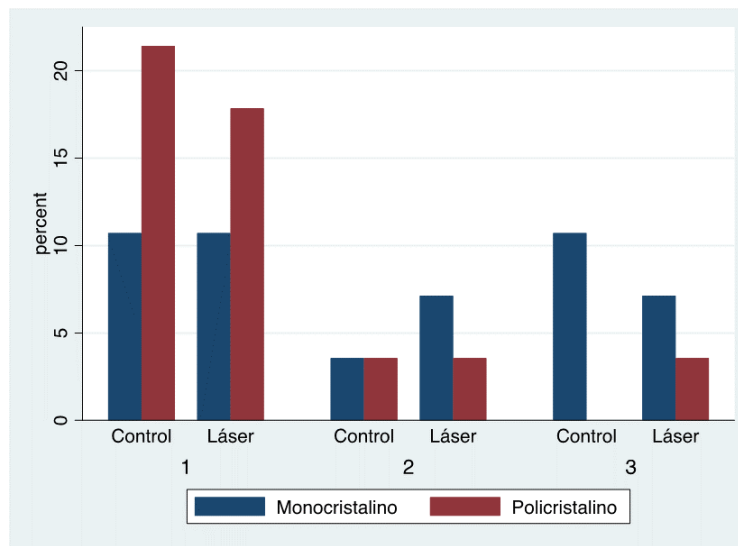


Ilustración 3 Resultado del Porcentaje de resistencia a la unión de brackets monocristalinos y policristalinos.

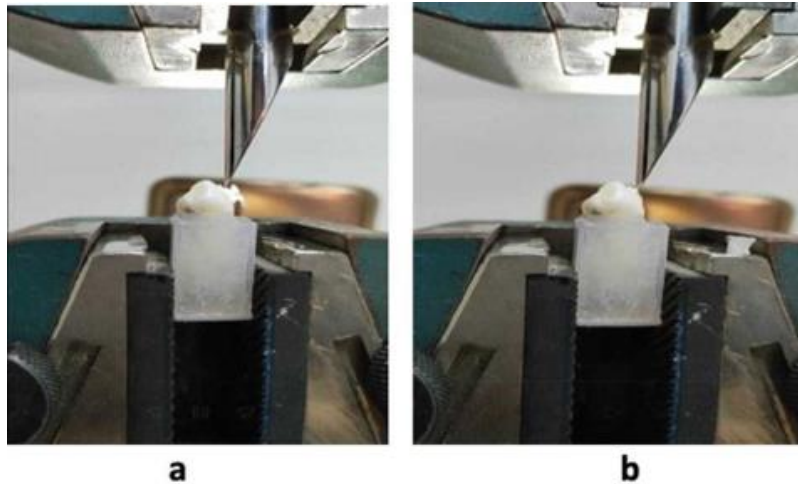


Ilustración 4 Adherencia a la cizalla en Brackets cerámicos. Antes (a) y Después (b) del ensayo.

No se identificó interacción entre las variables tipo de bracket y grupo de intervención. Los coeficientes beta de la regresión lineal muestran un incremento de 0.82MPa en el grupo láser y una disminución de 0.51Mpa en el bracket Monocristalino. De igual manera en el índice ARI, el coeficiente beta indica un incremento de 3.16% en el índice en el grupo laser y una disminución de 36.13% en los brackets monocristalinos.

8 Discusión.

El objetivo de este estudio fue investigar si la fuerza utilizada para descementar un Bracket de la superficie de un diente, se puede cambiar mediante la utilización del láser de diodo de doble longitud de onda de 445 nm Gemini® para reducir el riesgo de fracturas tanto del bracket como del esmalte, a la misma vez que se evaluó la cantidad de resina remanente que queda sobre la cara vestibular, al hacer el retiro. Los problemas del retiro de Brackets cerámicos se han estudiado previamente, ya que la mayor resistencia a la deformación, tenacidad a la fractura menor (2) y las altas fuerzas necesarias en la descementación, han ayudado a que se produzcan fracturas y grietas en el esmalte y fallas en los Brackets. Del mismo modo, publicaciones previas, han investigado el efecto de distintos tipos de láser, longitudes de onda, configuración y distintos tipos de resina y adhesivos. Este estudio, in vitro, arroja una serie de resultados, que pueden ser incluso, contradictorios con otro tipo de literatura encontrada. Por tal

motivo, éstos deben ser interpretados con cautela, ya que existieron factores difícilmente controlables que pudieron interferir en la efectividad de nuestra investigación.

Para este estudio, se utilizaron 28 segundos premolares extraídos por motivos de ortodoncia; el tiempo que cada uno de éstos dientes estuvo por fuera de boca una vez realizada la exodoncia, es desconocido para los autores, se sabe por investigaciones previas (4), que el tiempo entre la exodoncia y el ensayo debe ser lo menos posible, ya que las condiciones físicas que se necesitan o son ideales para la adhesión, no iguales en un diente que ha estado por fuera durante varios meses o incluso años, a uno que lleva solo unas pocas horas. De la mano de este punto, va el medio de conservación, según los autores Feldon y colaboradores, una vez el diente es retirado de boca, debe ingresar a un medio de conservación antes de realizar la fase experimental, ellos, almacenaron los dientes durante 24 horas en agua destilada a la que se añadieron cristales de timol para inhibir el crecimiento bacteriano (21), Mundethu habla de un medio de conservación en 100 % de humedad a 37 °C hasta su uso (1) y Stein menciona que Inmediatamente después de la extracción y durante todo el estudio, los dientes fueron almacenados en solución isotónica de NaCl al 0,9% con azida de sodio al 0,001% para proporcionar una superficie de esmalte estandarizada (4), en la presente investigación, se las estructuras dentales fueron sumergidas en solución salina por 24 horas, sin embargo, al no saber el tiempo que lleva cada muestra por fuera de boca, es muy posible, que esta conservación no surgiera ningún efecto.

Otra condición dental a tener en cuenta es la relación de la edad de los pacientes a los cuales se les realizó dicho procedimiento, las características físicas tales como el espesor y la calidad del esmalte, que son fundamentales para el proceso de adhesión, no son las mismas en un diente, de un paciente adulto, a un paciente muy joven. Lo anterior nos conduce, a que pudimos utilizar en nuestro estudio un número determinado de dientes con las características, de un paciente de más de 50 años, extraído hace 10 meses y lavado con hipoclorito por el odontólogo posterior al procedimiento, así como también, de pacientes de menos de 20 años, extraídos la misma semana del ensayo, lavados con agua y conservados inmediatamente en la solución salina que se usó. Como vemos, tales diferencias, podrían generar las variaciones tan importantes que encontramos y que realmente son muy difíciles de controlar.

Con frecuencia los segundos premolares inferiores son unirradiculares, razón por la cual, en nuestro estudio consideramos estos como los dientes ideales anatómicamente para la ubicación en los cubos de acetato realizados, con las dimensiones que la compresa de la maquina universal de ensayos presenta, sin embargo, el ancho linguo-vestibular de la raíz y la forma anatómica específica de cada diente, hizo que replicar la posición exacta de estos dentro del acrílico, fuera un reto bastante grande. Los cambios en la posición de la raíz dentro de nuestra matriz, debido a su anatomía particular, generan cambios a la vez, en la posición de la corona, quedando ubicada con distinta angulación respecto al plano guía de la máquina (Ilustración A y B), la consecuencia directa de lo ya mencionado es la variación en la ubicación sobre el bracket, de la punta que imita la pinza para hacer el retiro, de manera convencional. En la mayoría de los casos, la punta incidió directamente sobre la cajuela de la parte superior de cada bracket; punto donde debería estar dirigida la fuerza; no obstante, se presentaron situaciones, donde dicha punta ejerció su punto de aplicación sobre la interfaz bracket-diente. Esta situación, da como resultado, valores de fuerza más altos, que los presentados con una situación semejante a la clínica en un paciente (ver tabla 1). Por tal motivo, unos rangos de fuerza más altos entre los mismos grupos (control o experimental) pueden deberse a esta situación.

La cantidad exacta de resina dispensada sobre la superficie del bracket para su cementación, así como el adhesivo y el ácido, son factores clave, pero que no se pueden controlar. A pesar, que todo el proceso de cementación fue realizado por un solo profesional, para evitar sesgos, cuantificar pequeñas cantidades de estos tres materiales, es todo un reto. La diferencia de los anteriores, de un bracket a otro, pudo influir también en las variaciones de la fuerza, independiente del tipo de bracket usado, al mismo tiempo que pudo tener un efecto sobre la cantidad de adhesivo remante, sobre la superficie del esmalte, que fue la segunda variable que tuvimos en cuenta para este estudio. Al realizar el proceso de descementación en un bracket que tuvo una mayor cantidad de resina y de adhesivo, podría pasar, que presentara un mayor índice ARI, comparado, con un caso, en el que la resina haya sido mucho menor.

Con respecto al tiempo de aplicación del láser en el grupo experimental, se sugiere que el tiempo transcurrido hasta el retiro de los brackets en la máquina universal de

ensayo, debe ser menor a un minuto. En nuestro estudio, por la distancia de la Facultad de Odontología dónde se aplicó el láser, hasta la Universidad dónde fue realizado el ensayo, el tiempo que transcurrió, podría generar diferencias al comparar los dos grupos, dando así unos resultados muy semejantes entre ambos, perdiendo el láser, su efectividad.

Teniendo en cuenta que una de las principales preocupaciones del ortodoncista cuando usa brackets de cerámica es el riesgo de dañar el esmalte durante el descementado (9), y teniendo en cuenta los estudios que han informado que cuando se han utilizado técnicas de retiro convencionales, se producen fracturas de los brackets entre un 10 % y un 35 % de las veces, (23) (11) (6) (7)) propusimos en este estudio el uso de un mecanismo que permita reducir al máximo este posible efecto. Estos Brackets pueden ser de alumina policristalina o de alumina monocristalina (20), para nuestro estudio, tuvimos en cuenta los dos tipos, para comparar y ver posibles diferencias entre ambos, tanto en la medida de fuerza como en el índice adhesivo remanente.

En los últimos años, el uso de láseres de alta energía en ortodoncia se ha centrado en la simplificación del procedimiento de descementado de brackets cerámicos (4) y se han realizado diversos estudios según el tipo de láser, incluidos en el láser de dióxido de carbono (CO₂), el diodo, el granate de itrio y aluminio dopado con erbio (Er:YAG) , granate de itrio y aluminio dopado con neodimio (Nd:YAG), etc. (20), teniendo en cuenta lo anterior, es importante mencionar que el retiro de dichos brackets puede verse afectado no solo por las variables previamente mencionadas en este apartado, si no también, por el tipo de láser, el modo de acción, el tiempo de aplicación, la potencia y el tiempo transcurrido entre el láser y el descementado (20)

De acuerdo con el autor Tocchio y colaboradores, la energía del láser puede degradar la resina adhesiva por 3 métodos: ablandamiento térmico, ablación térmica y fotoablación (23). El primero ocurre cuando el láser calienta el agente adhesivo hasta que se ablanda. Clínicamente, esto da como resultado que él se deslice fuera de la superficie del diente. La ablación térmica ocurre cuando el calentamiento es lo suficientemente rápido como para elevar la temperatura de la resina a su rango de vaporización antes de que ocurra la desunión, esto da como resultado que el bracket salga volando de la superficie del diente, este es un proceso relativamente lento, lo que se traduce en un gran aumento de

la temperatura tanto del diente como del bracket. y la fotoablación también da como resultado que éste salga volando de la superficie dental, físicamente, lo que sucede es que cuando la luz láser de muy alta energía interactúa con el material adhesivo y el nivel de energía de los enlaces entre los átomos de la resina adhesiva se eleva rápidamente por encima de sus niveles de energía de disociación, lo que resulta en la descomposición del material. Estas últimas dos, suceden rápidamente y se produce muy poca difusión de calor; por lo tanto, el diente y el bracket permanecen cerca de las temperaturas fisiológicas. (23), (19). Con respecto a lo anterior, se ha encontrado que el retiro de los brackets monocristalinos a longitudes de onda de 248 y 308 nm ocurre por ablación con densidades de potencia que oscilaron desde 2,7 W/cm² (23), mientras que cuando el retiro se realiza con una longitud de onda de 1060 nm se produce mediante fotoablación o ablación térmica a densidades de potencia superiores a 26 W/cm². En este estudio, se manejó láser diodo con dos longitudes de onda: 810nm y 980 nm con una potencia de 2W. Hay muy pocos estudios que refieran los ajustes para el láser diodo. Stein y colaboradores sugiere un ajuste de longitud de onda de 445 nm, potencia de 2w y un tiempo de irradiación de 3 segundos (4), nosotros podemos decir que bajo estas características, el proceso químico que se da es una fotoablación o un ablandamiento térmico del adhesivo, al igual que Strob y colaboradores en su estudio donde utilizan láser CO₂ y Nd:YAG, para retirar Brackets monocristalinos y policristalinos (17), al realizar el disparo en las 4 superficies, durante 3 segundos cada una. En otros estudios, se ha utilizado el láser de alta intensidad del grupo YAG o, en la mayoría de los casos, el láser de CO₂ de modo pulsátil (con una longitud de onda de 10,6 micras con una potencia de 3 a 20W con tiempo de exposición de 2 a 3 segundos), en el descementado de brackets cerámicos, el láser de alta potencia produce calor, lo que provoca un reblandecimiento de la resina y facilita la remoción del bracket sin que ocurra la fractura del esmalte dental o daños pulpares (3)

En estudios realizados previamente, diversos autores han encontrado diferentes resultados en el índice ARI y en la fuerza al descementado, según el tipo de láser utilizado, la potencia, y el tiempo. Con respecto a lo anterior, Iijima y colaboradores, Marci y colaboradores (24), Tehranchi (22) y (18) utilizaron láser de CO₂ para el descementado. Iijima y Tehranchi encontraron una resistencia de unión al cizallamiento

disminuida (22). Ma y colaboradores (25) despegaron 10 muestras utilizando un láser de dióxido de carbono (CO₂) a 18 W y un tamaño de punto de 1 mm de diámetro durante 2 segundos y sus datos mostraron que 8 de las 10 muestras tratadas con láser se despegaron con una carga de tracción de solo 1,48 megapascales (MPa). Cuando se investigó el efecto del láser de diodo, los autores Feldon (17) y Almohaimeed (13) descubrieron en sus estudios, que este láser podría disminuir significativamente la resistencia adhesiva al cizallamiento de brackets monocristalinos y que la puntuación del índice ARI fue diferente para los grupos control y experimental. También se investigó el efecto del láser de Er: YAG, Oztoprak y colaboradores (16) encontraron que el láser Er:YAG a 4,2 W durante 9 segundos fue eficaz para reducir la resistencia al cizallamiento de los brackets cerámicos policristalinos. Nal bantgil y colaboradores (10) también demostraron que diferentes duraciones de láser (3, 6 y 9 segundos) fueron eficientes en el descementado de brackets policristalinos (20). Sarp (20) utilizó un láser de fibra de iterbio de 1070 nanómetros en modo de onda continua (CW), con una potencia de a 18 W y encontró una reducción significativa de la fuerza adhesiva, el tiempo y el trabajo realizado durante el descementado de los brackets cerámicos (20). En otras publicaciones, se ha visto que los brackets monocristalinos requieren una menor energía láser para el descementado que los brackets policristalinos, con una reducción de 5,2 en comparación con una reducción de 1,3 veces en la fuerza de descementado para los brackets policristalinos en condiciones similares. Otro estudio encontró que el desprendimiento ocurre idealmente cuando se usa un láser de CO₂ con irradiación normal durante 3 segundos a 3W (26)

No hay una indicación clara de que solo un tipo de láser sería significativamente mejor o una opción más segura para el procedimiento de extracción de brackets de ortodoncia, ni existe una "receta para el éxito" en la configuración del láser. (19)

9 Recomendaciones.

Recomendamos realizar este estudio, primeramente, con una muestra de dientes premolares mucho mayor, de igual manera, que éstos sean extraídos en el mismo lapso de tiempo, en la misma institución y con pacientes de edades similares. Se sugiere

también que el medio de conservación se verifique y que todos los dientes sean sometidos al mismo proceso.

Recomendamos que la muestra elegida tenga una anatomía lo más similar posible, el diámetro meso distal, ocluso gingival de la corona, la angulación de esta y el largo radicular, para evitar variaciones en el punto de aplicación de la fuerza.

Con respecto a la aplicación del láser, se sugiere que inmediatamente se haga ésta, se realice la prueba en la máquina universal de ensayos.

10 Conclusiones.

Los Brackets monocristalinos mostraron mayor resistencia al desalojo en la máquina Universal de Ensayos, comparados con los brackets policristalinos

El uso del láser diodo y el tipo de bracket no son determinantes en el resultado de la fuerza máxima de resistencia adhesiva para ser removido

Los Brackets monocristalinos mostraron mayor índice ARI al ser removidos sin la aplicación de láser diodo.

Los Brackets policristalinos mostraron una clasificación de ARI de la categoría número 3 en el grupo de láser y no en el grupo control

11 Referencias

1. Briceño castellanos j gbdcry. Láser en odontología: fundamentos físicos y biológicos / Laser in Dentistry: Physical and Biological Foundations. Universitas Odontologica, 35(75). 2016.
2. M. ME. Estado actual del láser en odontología conservadora: Indicaciones, ventajas y posibles riesgos. Revisión bibliográfica. Av Odontoestomatol vol.32 no.6. 2016;; p. 309-315.
3. Rosales BMA TDSLea. Usos del láser terapéutico en Odontopediatría: Reporte de casos. Odovtos-Int J Dent Sc 2018; 20 (3). 2018;; p. 51-59.
4. Abate pf bspmmr. Adhesion of a compomer to dental structures. Quintessence Int. 1997.
5. van Waes H,MT,&KI. Three-dimensional measurement of enamel loss caused by bonding and debonding of orthodontic brackets. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics, 112(6). 1997;; p. 666–669.

6. Valeria SC, Gerardo HG, Estuardo BC. Evaluación del esmalte dentario después de remover la resina residual posterior al descementado de brackets a través de dos tipos de sistemas. *Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría*. 2014.
7. Vidor MM,FRP,MEM,&HL. Enamel surface evaluation after bracket debonding and different resin removal methods. *Dental press journal of orthodontics*, 20(2). 2015;; p. 61–67.
8. Bishara SE,&TTS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 98(3). 1990;; p. 263–273.
9. Lee W RIKW. *Ortodoncia - Principios y técnicas actuales (GRABER 5ª edición)*: GRABER; 2020.
10. Gómez de ferraris me,cma. *Histología y embriología bucodental*. Editorial Médica Panamericana S.A. 2da edición. 2002.
11. Uribe restrepo ga. *ortodoncia: teoría y clínica*. Corporación para investigaciones biológicas. 2010.
12. Henostroza H.[Henostroza Haro] G. *Adhesión en odontología restauradora*. Maio ; Asociación Latinoamericana de Operatoria Dental y Biomateriales. Curitiba. 2003.
13. Barrancos m,bp. *Operatoria Dental*. Editorial Medica Panamericana 4ta edición. 2007.
14. Graber t&vr. *Ortodoncia - Principios y técnicas actuales* Barcelona España: GRABER 5ª edición; 2006.
15. Iijima M,YY,MT,&MI. Efectos del descementado con láser CO(2) de un bracket cerámico sobre las propiedades mecánicas del esmalte. 2010 ;; p. 80(6):1029-35.
16. Kusy RP,&WJQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *The Angle orthodontist*, 71(5). 2001;; p. 364–374.
17. Mundethu AR,GN,&FR. Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er:YAG laser: an in vitro study. *Lasers in medical science*, 29(5). 2014;; p. 1551–1556.

18. Ahrari F, HF, FR, FF, & NS. Does ultra-pulse CO₂ laser reduce the risk of enamel damage during debonding of ceramic brackets?. *Lasers in medical science*, 27(3). 2012;; p. 567–574.
19. N. S. Comparison of the Perception of Pain during Fixed Orthodontic Treatment with Metal and Ceramic Brackets. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, 11(Suppl 1), S30–S35. 2019.
20. Ruíz-Esculpi M, RCE, VVJ, & TML. Láser en ortodoncia. *Estomatológica Herediana*. 2014;; p. 23(3), 162.
21. Feldon PJ, MPE, BJG, MM, & FMA. Diode laser debonding of ceramic brackets. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 138(4). 2010;; p. 458–462.
22. Sinaee N, SS, & SM. Evaluation of the effect of diode laser for debonding ceramic brackets on nanomechanical properties of enamel. *Dental research journal*, 15(5). 2018;; p. 354–360.
23. Stein S, WJ, HA, SM, KSH, & BA. Intrapulpal Temperature Increases Caused by 445-nm Diode Laser-Assisted Debonding of Self-Ligating Ceramic Brackets During Simulated Pulpal Fluid Circulation. *Photomedicine and laser surgery*, 36(4). 2018;; p. 185–190.
24. Tehranchi A, FR, ZM, EB, KKA, & GN. Evaluation of the effects of CO₂ laser on debonding of orthodontics porcelain brackets vs. the conventional method. *Lasers in medical science*, 26(5). 2011;; p. 563–567.
25. Han X LXBDMYHL. Laser-aided ceramic brackets debonding: Effects on shear bond strength and enamel surface. *Applied Surface Science*. 2008;; p. 613-615.
26. Karthikeyan S PB. Debonding of Orthodontic Ceramic brackets: A comprehensive review of the literature – Part 1. *Indian Journal of Orthodontics and Dentofacial Research*. 2020.
27. Mesaroş A, MM, & BS. Orthodontic Bracket Removal Using LASER-Technology-A Short Systematic Literature Review of the Past 30 Years. *Materials (Basel, Switzerland)*, 15(2). 2022;; p. 584.
28. Ghazanfari R, NH, & AM. Laser-Aided Ceramic Bracket Debonding: A Comprehensive Review. *Journal of lasers in medical sciences*, 7(1). 2016;; p. 2-11.

Anexos.

Anexo A Adherencia a la cizalla en Brackets poliméricos. Antes (a) y después del ensayo (b).

INFORME DEL ENSAYO REALIZADO

Ensayo de Adherencia a la cizalla en Brackets poliméricos.

FECHA DE ENSAYO	23 de marzo de 2022
COTIZACION	COT-003- LMCC2022 cizalla bracket
NOMBRE EMPRESA	Estudiante Colegio odontológico
CONTACTO	Paula Gómez
EMAIL	Paula.guzman@correounivalle.edu.co
MAQUINA UNIVERSAL	Tinius Olsen
CELDA DE CARGA	50 KN
METODOLOGIA	Experimental
VELOCIDAD DE ENSAYO	1 mm/min
MATERIAL	Brackets poliméricos

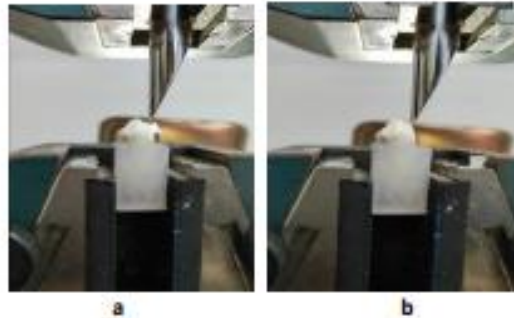


Figura 1: Adherencia a la cizalla en Brackets poliméricos. Antes (a) y después del ensayo (b).

ESCUELA DE INGENIERIA DE MATERIALES

Universidad del Valle
Ciudad Universitaria Meléndez - A.A 25360
Telefax: (+57) (2) 3302436 – 3212270
Edif. E44, primer piso
Santiago de Cali-Colombia

Anexo B Grafica de fuerza vs extensión de adherencia de la cizalla en Brackets monocristalinos (control).

TABLA 1: Resultados de adherencia a la cizalla en Brackets monocristalinos (control)

PROBETA	Ancho Inicial mm $\pm 0,01$	Espesor Inicial mm $\pm 0,01$	F_{MAX} (N) $\pm 0,1$	Esfuerzo σ_{MAX} (MPa) $\pm 0,01$	Extensión máxima (mm) $\pm 0,01$
1	3.24	1.42	131.7	28.62	0.11
2	3.24	1.42	126.5	27.50	0.26
3	3.24	1.42	66.7	14.49	0.18
4	3.24	1.42	123.3	26.81	0.11
5	3.24	1.42	63.5	13.80	0.33
6	3.24	1.42	35.0	7.61	0.40
7	3.24	1.42	73.3	15.94	0.067
Promedio	3.24	1.42	88.6	19.25	0.21

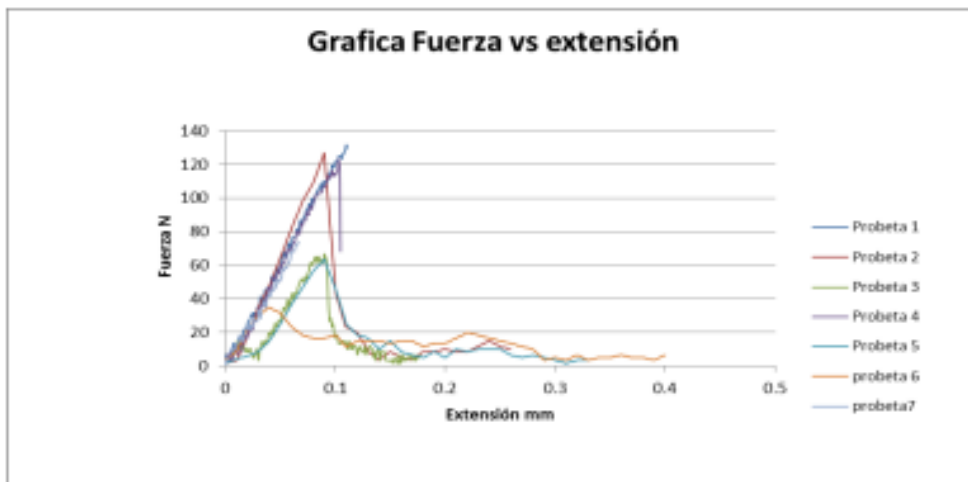


Figura 2: Gráfica de Fuerza vs extensión de adherencia a la cizalla en Brackets monocristalinos (control)

ESCUELA DE INGENIERIA DE MATERIALES

Universidad del Valle
 Ciudad Universitaria Meléndez - A.A 25360
 Telefax: (+57) (2) 3302436 – 3212270
 Edif: E44, primer piso
 Santiago de Cali-Colombia

Anexo C Grafica de Fuerza vs Extensión de adherencia a la cizalla en brackets policristalinos (control).

TABLA 2: Resultados de adherencia a la cizalla en Brackets policristalinos (control)

PROBETA	Ancho Inicial mm $\pm 0,01$	Espesor Inicial mm $\pm 0,01$	F_{MAX} (N) $\pm 0,1$	Esfuerzo σ_{MAX} (MPa) $\pm 0,01$	Extensión máxima (mm) $\pm 0,01$
1	3.24	1.42	68.5	14.89	0.35
2	3.24	1.42	141.7	30.79	0,14
3	3.24	1.42	100.0	21.74	0.15
4	3.24	1.42	43.50	9.45	0.22
5	3.24	1.42	78.5	17.06	0.36
6	3.24	1.42	95.0	20.65	0.23
7	3.24	1.42	38.3	8.33	0.26
Promedio	3.24	1.42	80.79	17.56	0.24

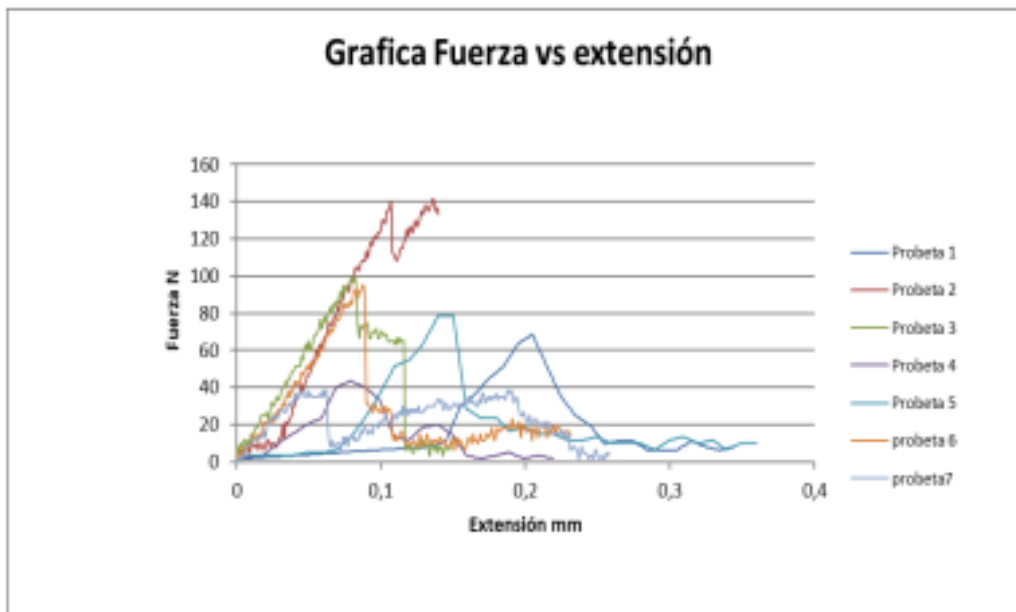


Figura 3: Gráfica de Fuerza vs extensión de adherencia a la cizalla en Brackets policristalinos (control)

ESCUELA DE INGENIERIA DE MATERIALES

Universidad del Valle
 Ciudad Universitaria Meléndez - A.A 25360
 Telefax: (+57) (2) 3302436 – 3212270
 Edif: E44, primer piso
 Santiago de Cali-Colombia

Anexo D Grafica de Fuerza Vs Extensión de adherencia a la cizalla en Brackets monocristalinos (láser).

TABLA 3: Resultados de adherencia a la cizalla en Brackets monocristalinos (láser)

PROBETA	Ancho Inicial mm $\pm 0,01$	Espesor Inicial mm $\pm 0,01$	F_{MAX} (N) $\pm 0,1$	Esfuerzo σ_{MAX} (MPa) $\pm 0,01$	Extensión máxima (mm) $\pm 0,01$
1	3.24	1.42	60.0	13.04	0.38
2	3.24	1.42	123.3	26.81	0.42
3	3.24	1.42	118.5	25.76	0.25
4	3.24	1.42	15.00	3.26	0.1
5	3.24	1.42	95.00	20.65	0.13
6	3.24	1.42	45.00	9.78	0.093
7	3.24	1.42	151.7	32.97	0.16
Promedio	3.24	1.42	86.9	18.90	0.22

Grafica Fuerza vs extensión

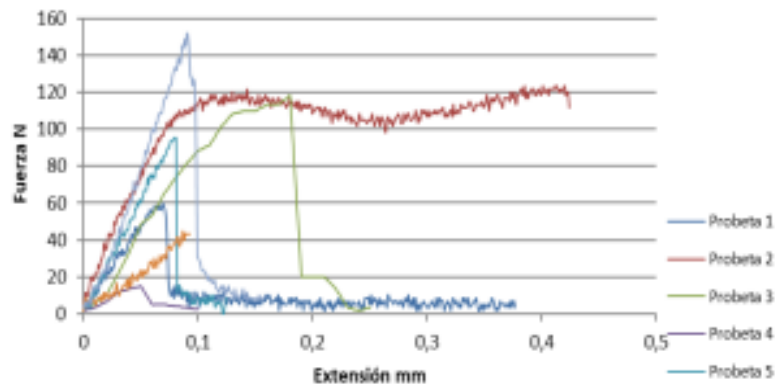


Figura 4: Gráfica de Fuerza vs extensión de adherencia a la cizalla en Brackets monocristalinos (láser)

ESCUELA DE INGENIERIA DE MATERIALES

Universidad del Valle
 Ciudad Universitaria Meléndez - A.A 25360
 Telefax: (+57) (2) 3302436 – 3212270
 Edif: E44, primer piso
 Santiago de Cali-Colombia

Anexo E Grafica de Fuerza vs Extensión de adherencia a la cizalla en Brackets policristalinos (láser).

TABLA 4: Resultados de adherencia a la cizalla en Brackets policristalinos (láser)

PROBETA	Ancho Inicial mm ±0,01	Espesor Inicial mm ±0,01	F _{MAX} (N) ±0,1	Esfuerzo σ_{MAX} (MPa) ±0,01	Extensión máxima (mm) ± 0,01
1	3.24	1.42	121.5	26.41	0.5
2	3.24	1.42	78.5	17.06	1.58
3	3.24	1.42	71.5	15.54	3.51
4	3.24	1.42	58.3	12.68	0.21
5	3.24	1.42	135.0	29.34	0.61
6	3.24	1.42	46.67	10.14	0.54
7	3.24	1.42	118.5	25.76	0.70
8	3.24	1.42	130.0	28.26	0.29
Promedio	3.24	1.42	95.0	20.65	0.99

Grafica Fuerza vs extensión

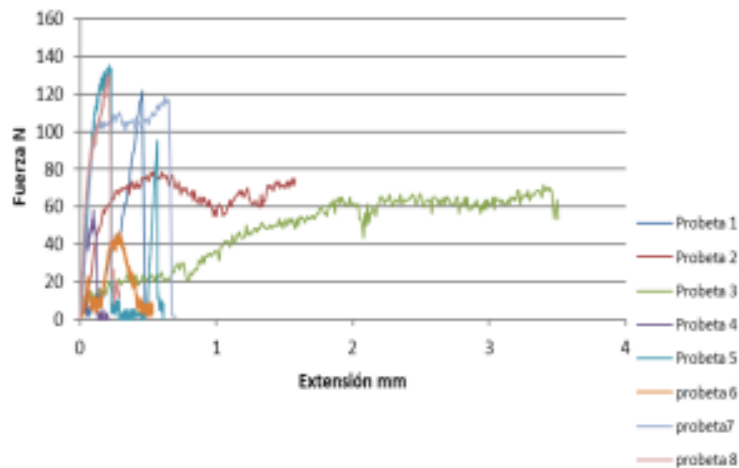


Figura 5: Gráfica de Fuerza vs extensión de adherencia a la cizalla en Brackets policristalinos (láser)

ESCUELA DE INGENIERIA DE MATERIALES

Universidad del Valle
 Ciudad Universitaria Meléndez - A.A 25360
 Telefax: (+57) (2) 3302436 – 3212270
 Edif. E44, primer piso
 Santiago de Cali-Colombia

Anexo F Observaciones.

OBSERVACIONES:

- Las muestras fueron elaboradas por el cliente.
- Las dimensiones de las probetas fueron medidas con un calibrador digital con precisión de $\pm 0,01$ mm.
- Las muestras fueron rotuladas por el tipo de muestra.
- La celda utilizada de 50 KN durante los ensayos de tensión tiene un valor de incertidumbre o de error del 0.27 %.
- La extensión automática es calculada por el software de la máquina (QMAT 5.47) teniendo en cuenta el desplazamiento del cabezal de la máquina durante los ensayos.
- El laboratorio no se encuentra acreditado bajo la norma ISO 17025.
- Este informe de ensayo no constituye una certificación de calidad y no puede ser utilizado con fines publicitarios.

ELABORADO POR:

July Andrea Manquillo C.

Química July Andrea Manquillo C.
Laboratorista

EIMAT – Universidad del Valle

REVISADO POR:

Mónica A. Villaquirán

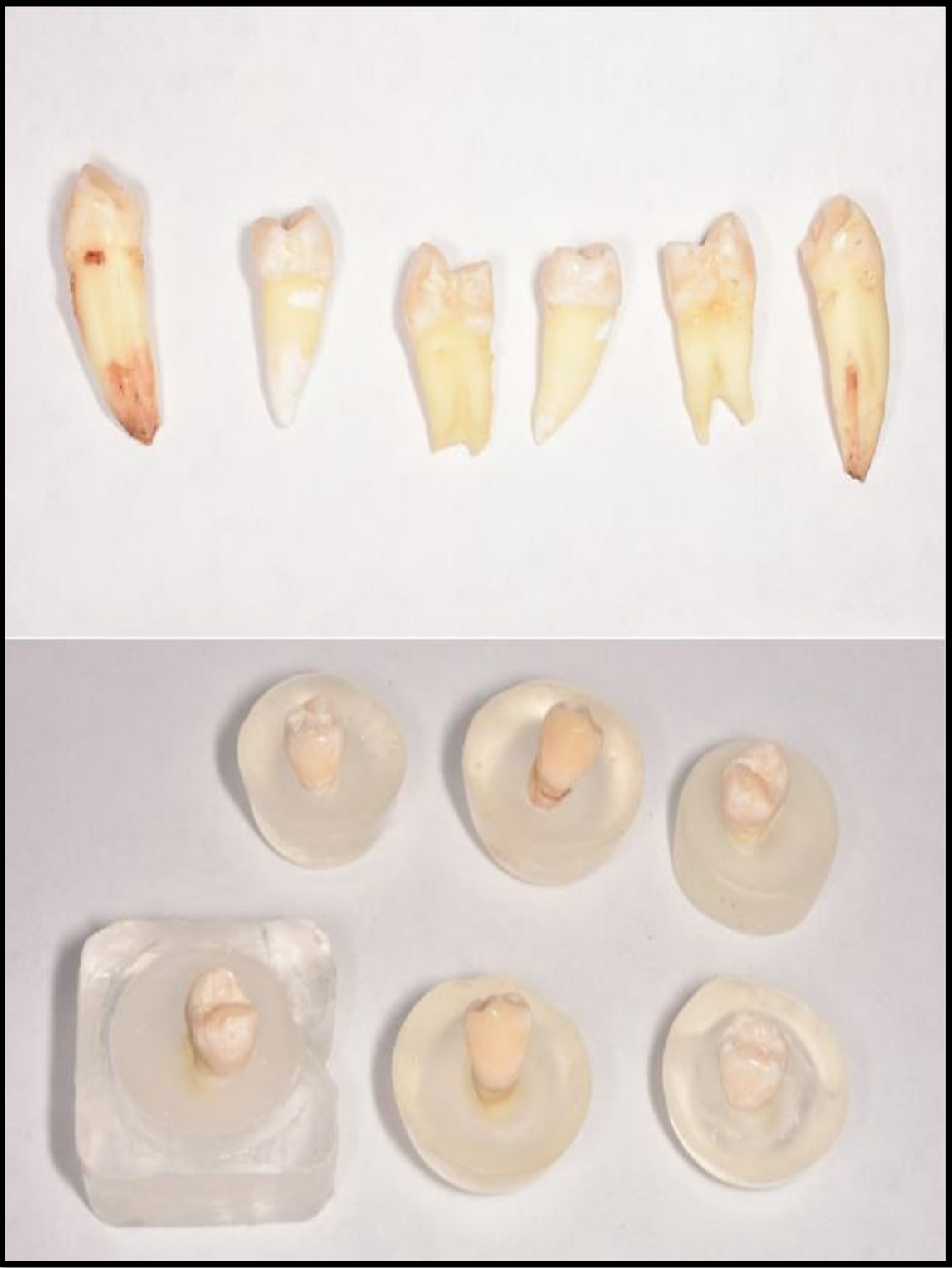
PhD. Mónica Villaquirán Ing.
Coordinadora Laboratorio Materiales
Cerámicos y Compuestos
EIMAT – Universidad del Valle

*Fin del informe
CC: archivo*

ESCUELA DE INGENIERIA DE MATERIALES

Universidad del Valle
Ciudad Universitaria Meléndez - A.A 25360
Telefax: (+57) (2) 3302436 – 3212270
Edif: E44, primer piso
Santiago de Cali-Colombia

Anexo G Selección de muestras y elaboración de bases.





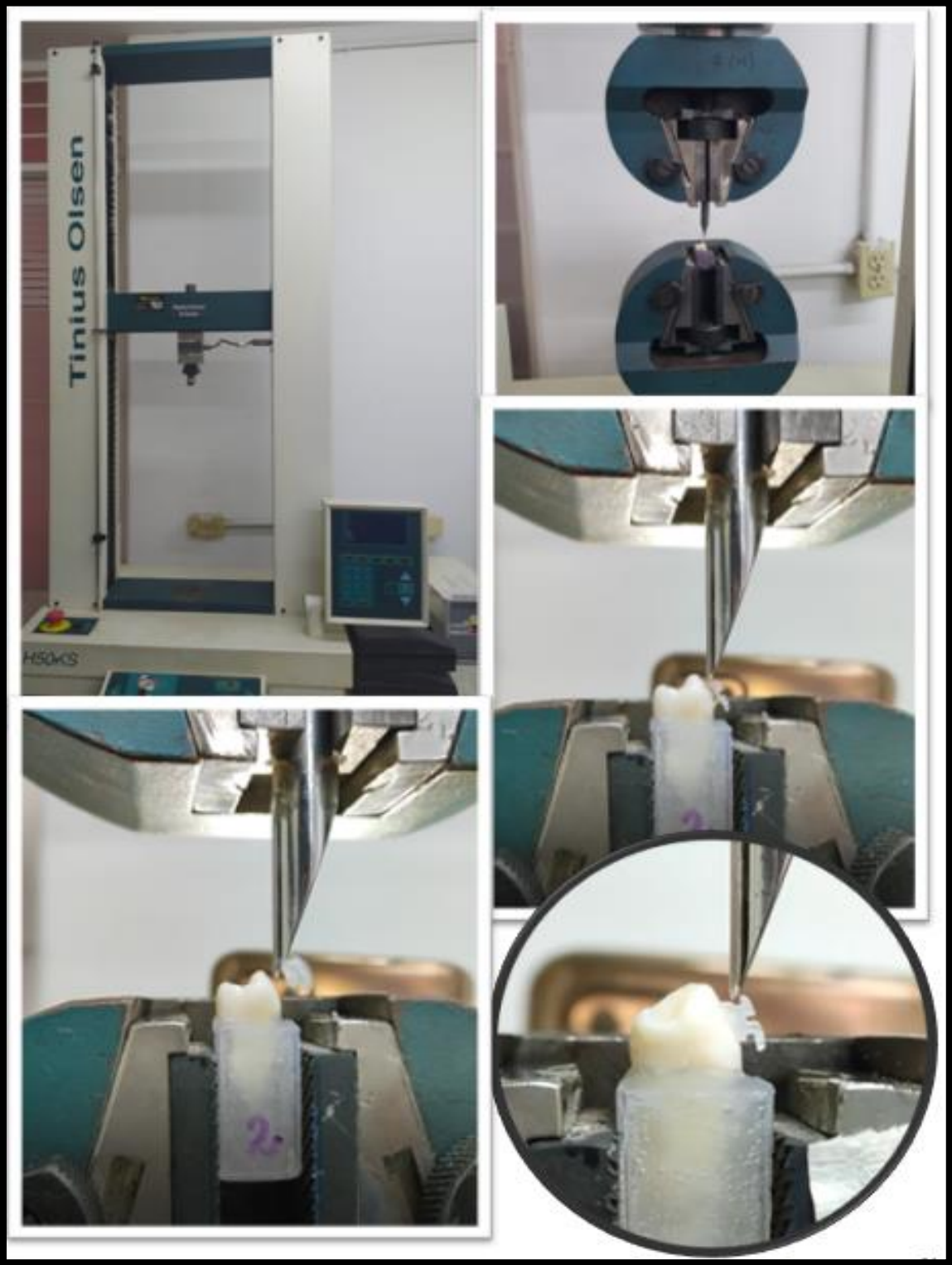
Anexo H Proceso de cementación.



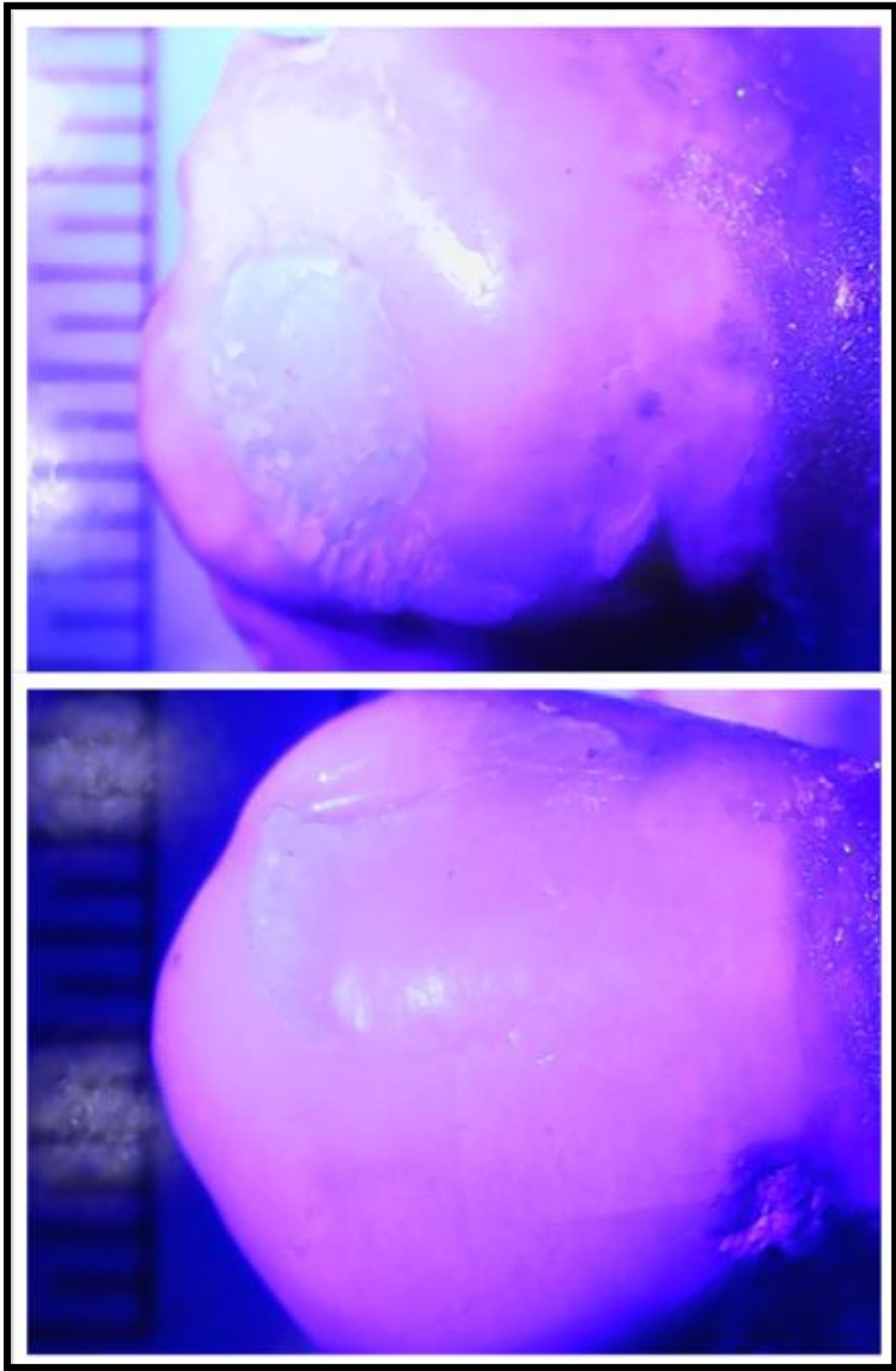
Anexo I Aplicación de láser.

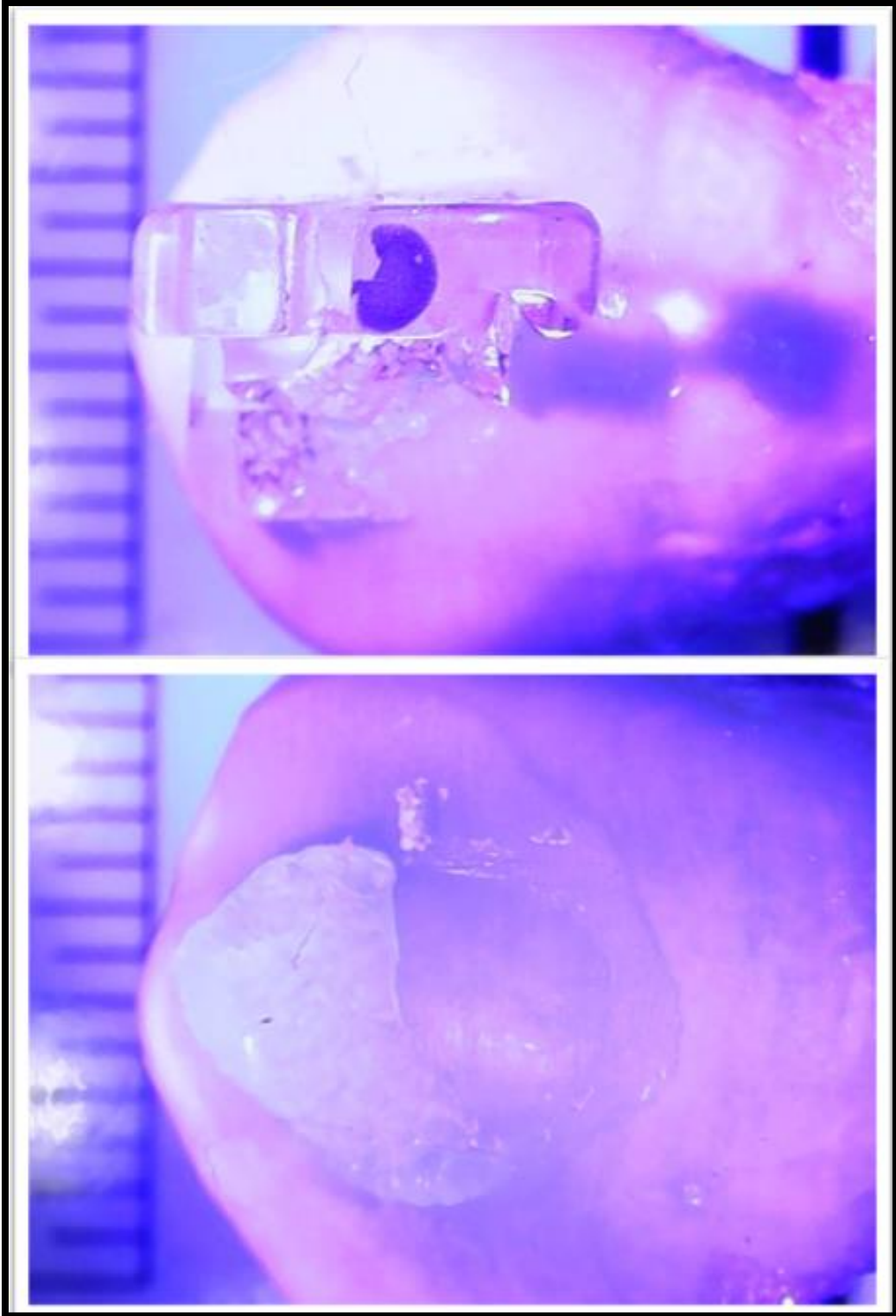


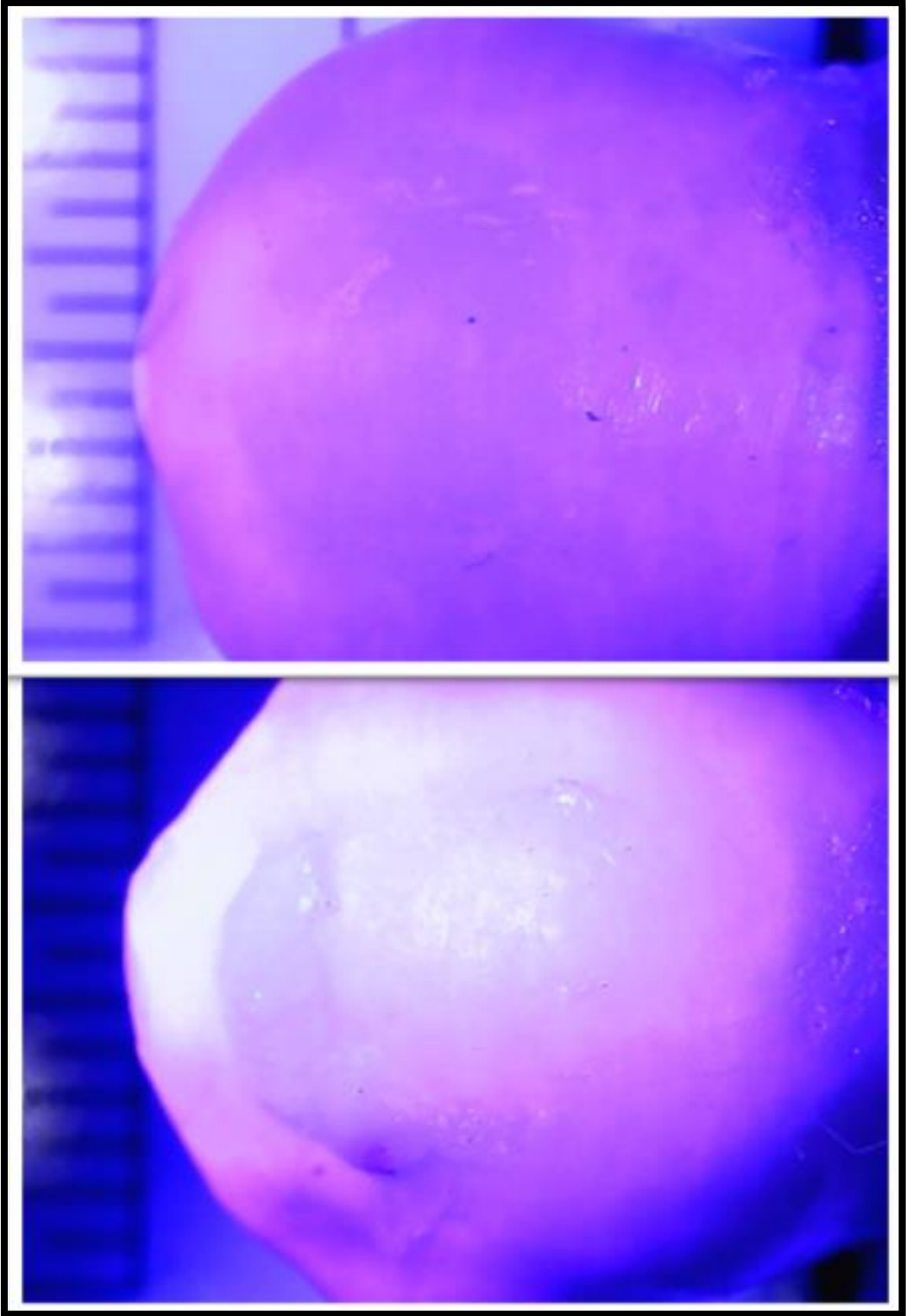
Anexo J Máquina Universal de Ensayos

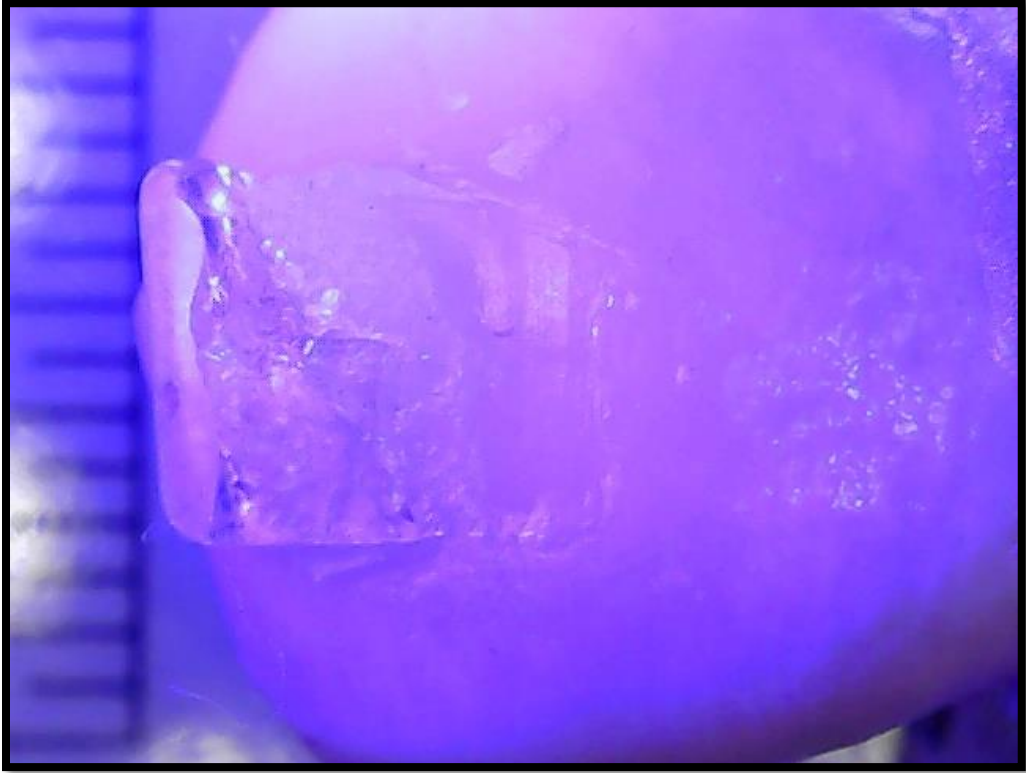


Anexo K Índice adhesivo remanente Brackets monocristalinos control.

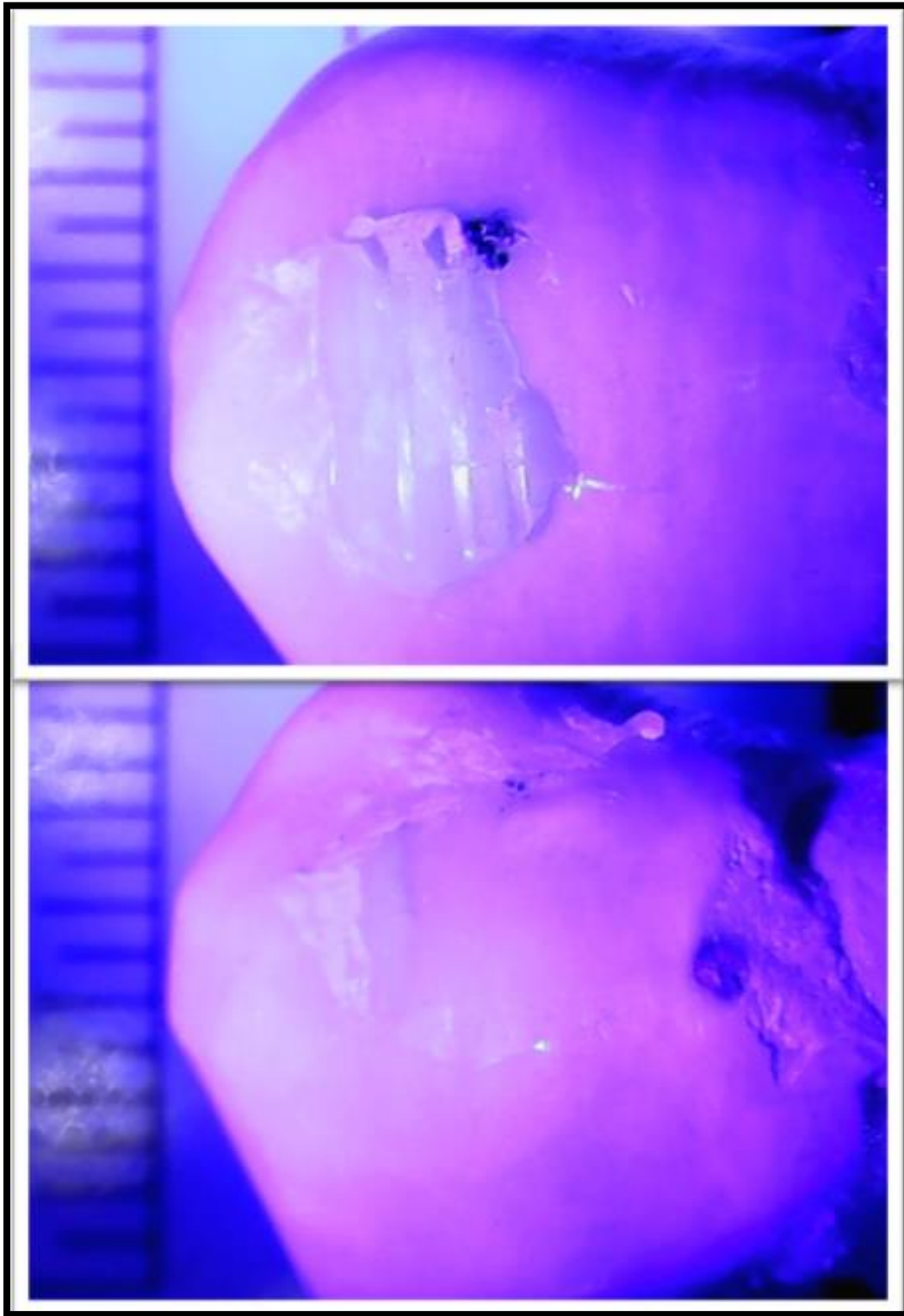


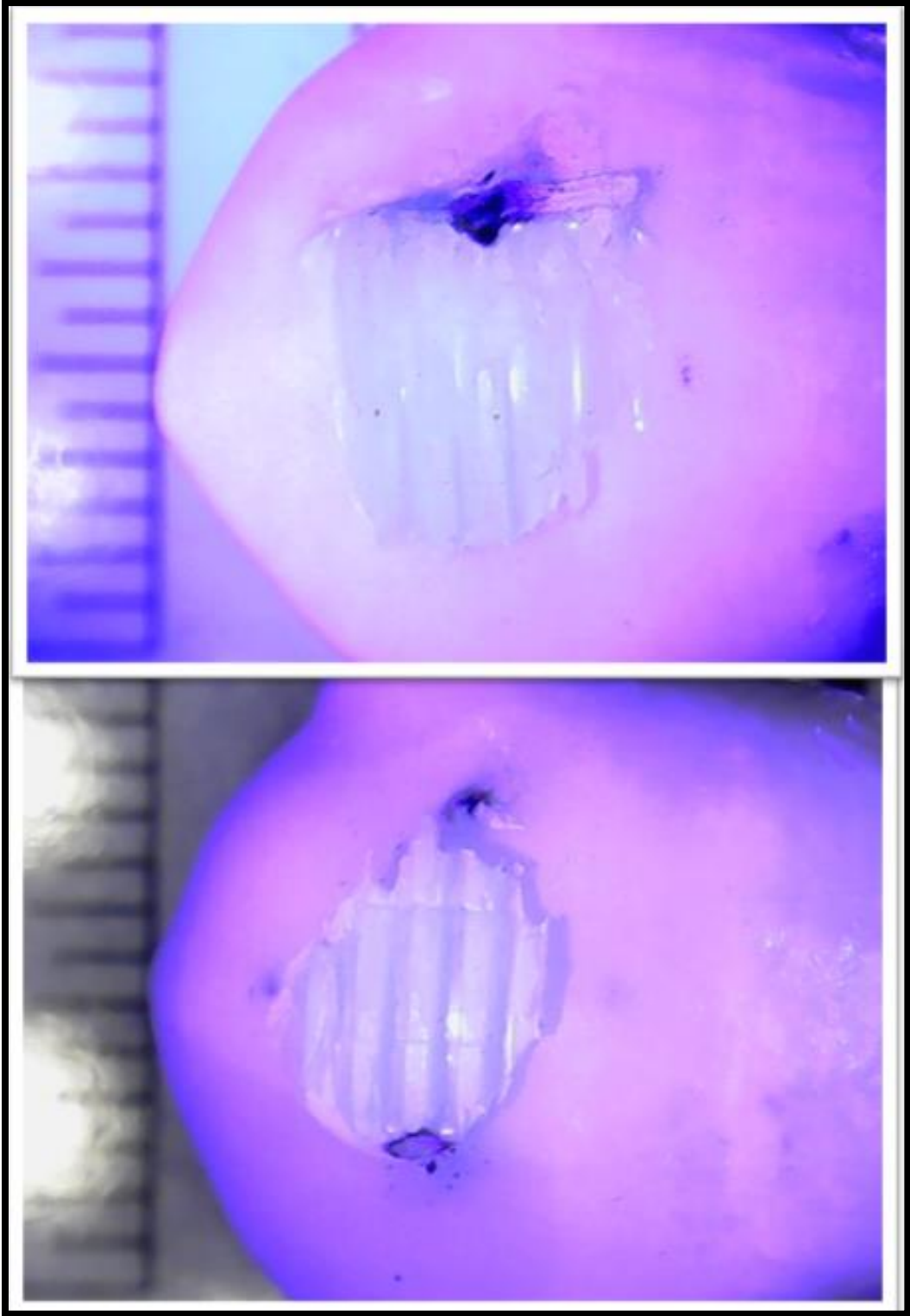


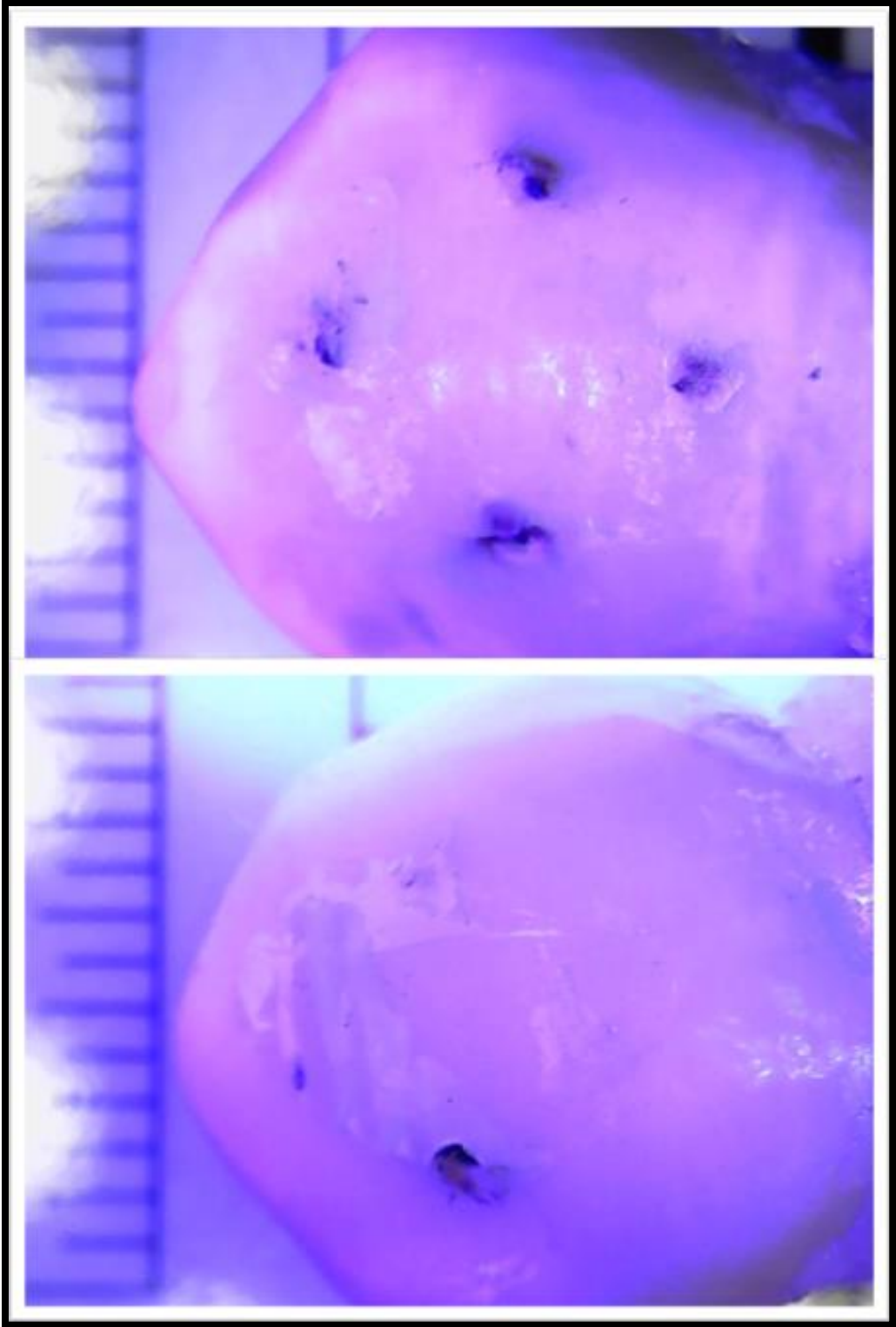




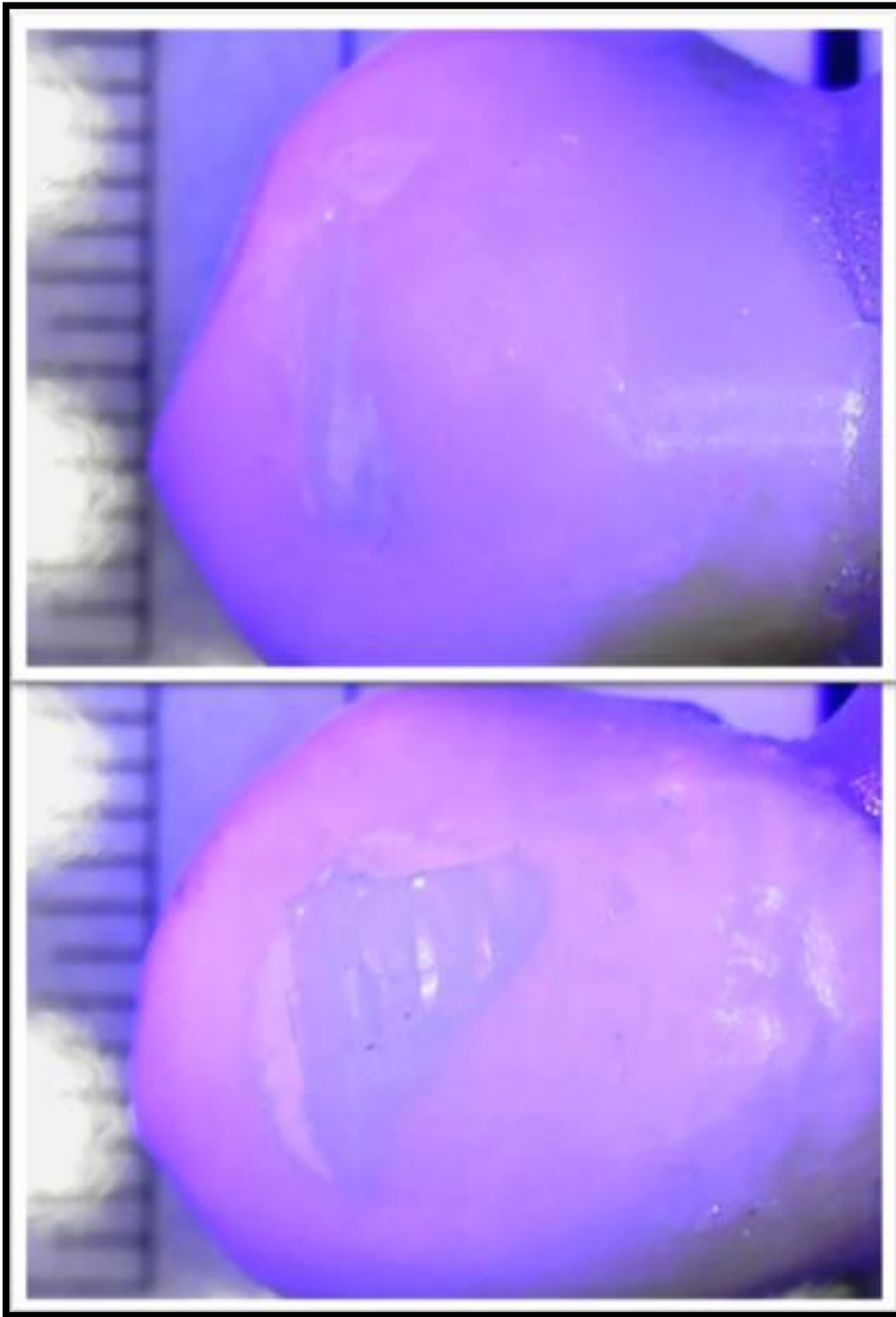
Anexo L Índice adhesivo remanente Brackets monocristalinos experimental.

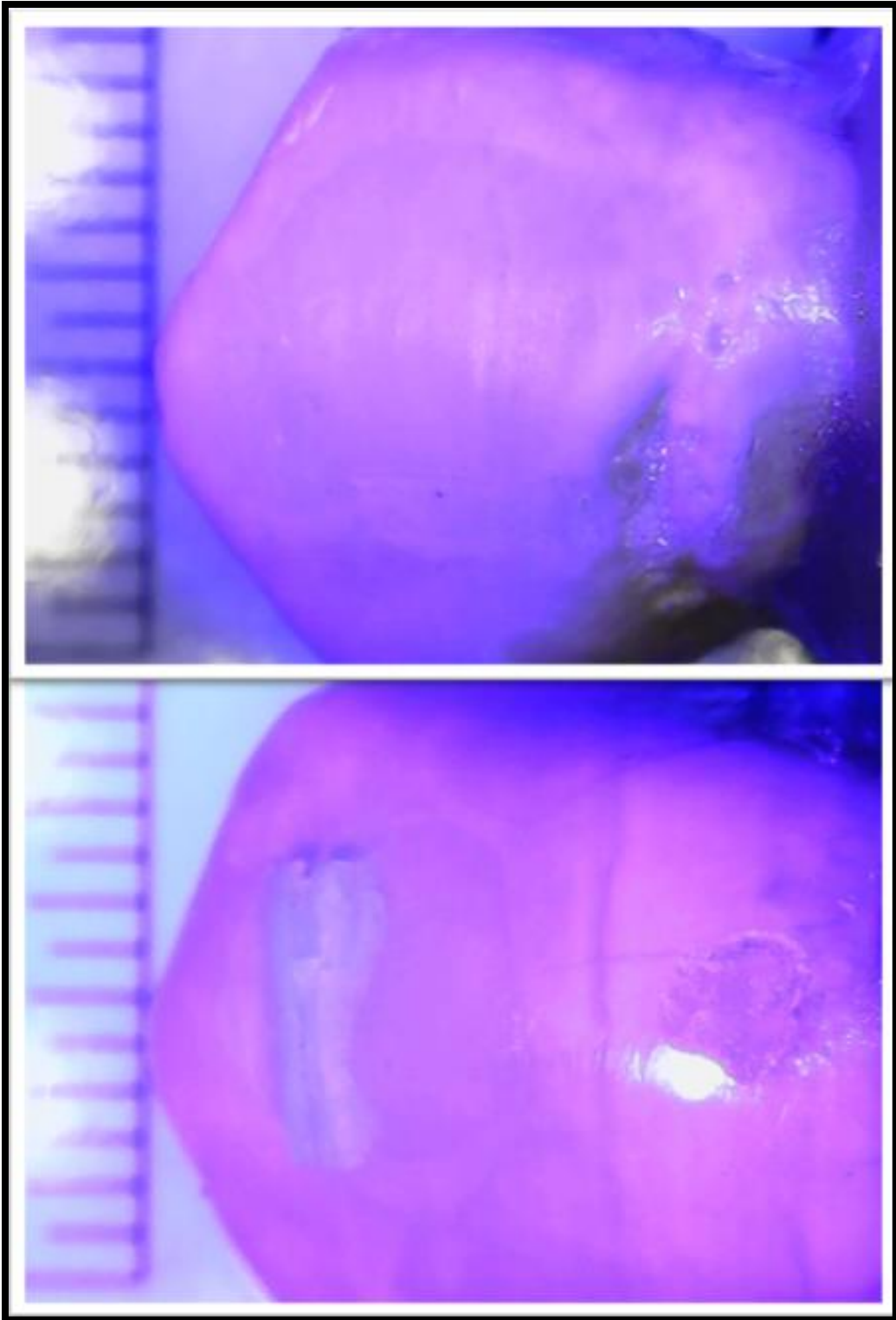


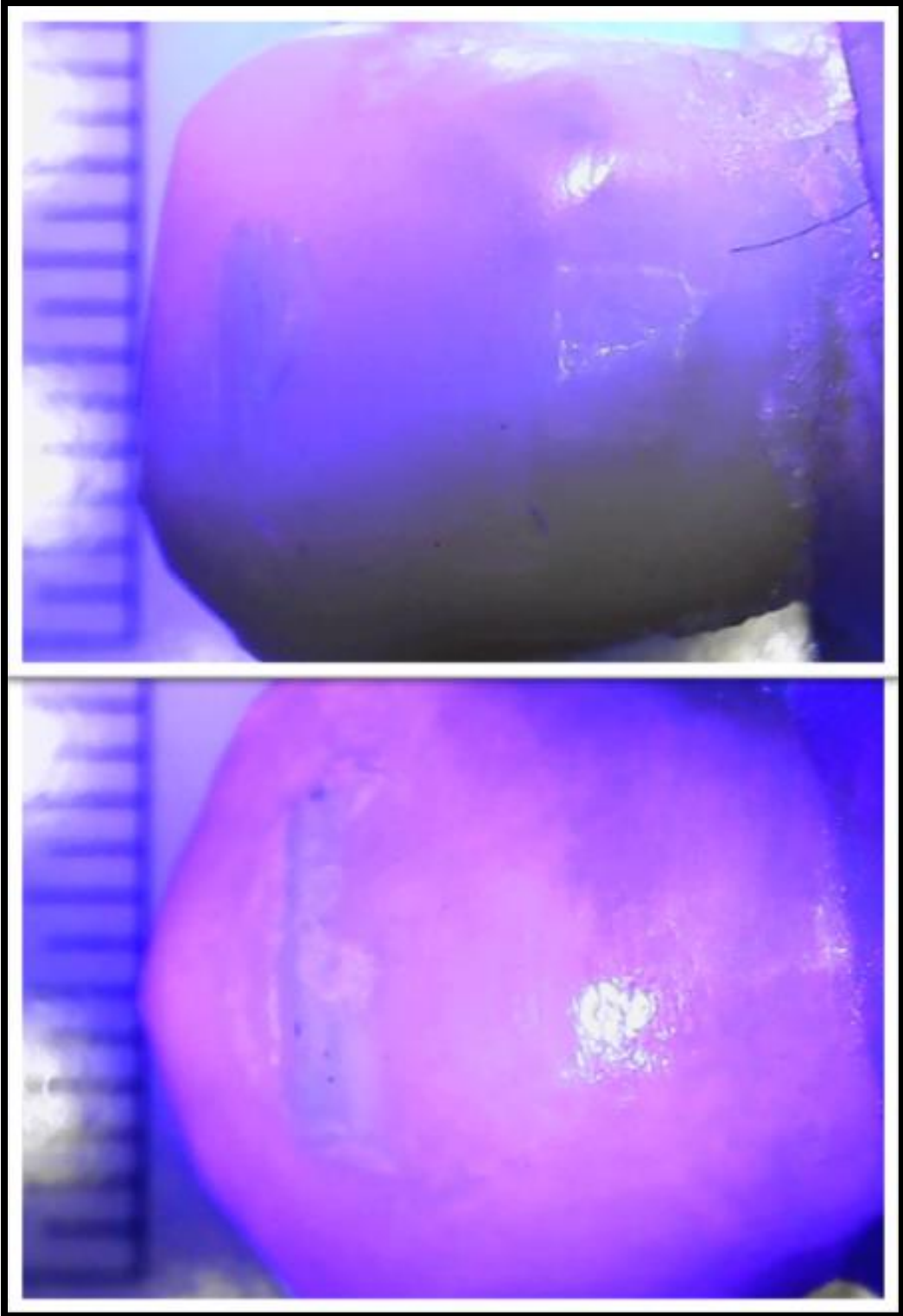


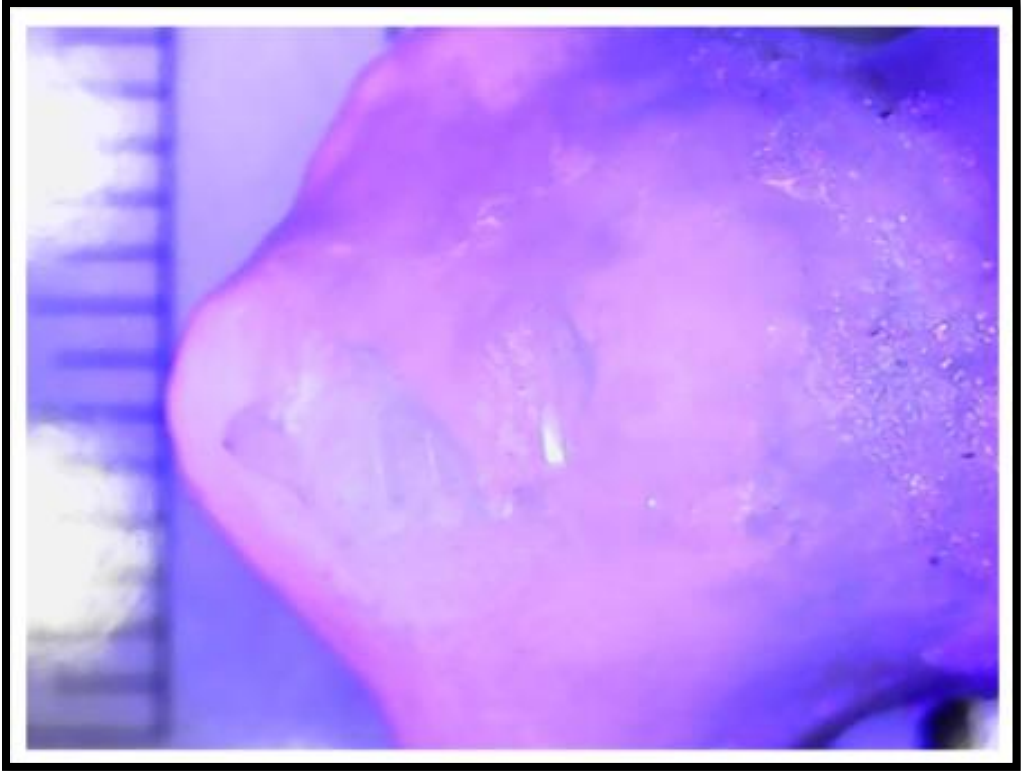


Anexo M Índice adhesivo remanente Brackets policristalinos control.









Anexo N Índice adhesivo remanente Brackets policristalinos experimental.

