



Universidad Autónoma del Estado de México

Facultad de Odontología

**Centro de Investigación y Estudios Avanzados en
Odontología “Dr. Keisaburo Miyata”**

**“Efectos del plasma no-térmico sobre la resistencia al
descementado de postes de fibra de vidrio *in vitro*”**

**Proyecto Terminal
Que para obtener el Título en
Maestría en Ciencia Odontológicas**

Presenta:

C. D. Amanda Lara Hernández

Director:

Dr. en O. Rogelio José Scougall Vilchis

Co-Director:

Dra. en O. Adriana Alicia Cabrera Ortega

Tutor externo:

Dr. en C. en I. E. Benjamín Gonzalo Rodríguez Méndez



Toluca, Estado de México, marzo de 2023

Índice

Resumen.....	3
1. Antecedentes	5
1.1 Adhesión dental	6
1.2 Plasma no-térmico	12
1.3 Adhesión dental con PNTPA.....	15
2. Planteamiento del problema	19
3. Justificación	20
4. Hipótesis.....	21
5. Objetivos	22
6. Materiales y métodos	23
6.1 Diseño de estudio:.....	23
6.2 Universo:	23
6.3 Muestra:	23
6.4 Criterios de:	23
Inclusión	23
Exclusión.....	23
Eliminación	23
6.5 Variables de estudio	24
6.6 Procedimiento:.....	25
6.7 Consideraciones bioéticas.....	31
6.8 Análisis estadístico	32
7. Resultados	33
8. Discusión	34
9. Conclusiones.....	36
10. Referencias.....	37
11. Anexos	43

Resumen

Introducción

La adhesión a tejidos dentales se introdujo en la odontología hace más de 60 años,⁽¹⁾ esta innovación permitió crear restauraciones más conservadoras y estéticas. Sin embargo, la adhesión a la dentina sigue siendo un desafío debido a que sus propiedades son muy distintas a las de la solución de unión. Por lo que se requiere que su superficie sea acondicionada previamente.⁽²⁾ El plasma no-térmico a presión atmosférica (PNTPA) es un gas ionizado que emite especies reactivas las cuales pueden modificar químicamente las superficies para mejorar las cualidades adhesivas.⁽³⁾

Objetivo

Evaluar la resistencia al descementado de postes de fibra de vidrio tras la aplicación de PNTPA no-térmico a la dentina radicular.

Metodología

Se utilizaron 30 dientes unirradiculares; al grupo control (n=15) les fueron cementados los postes RelyX™ Fiber Post 3D (3M) con el sistema autoadhesivo RelyX™ U200 Automix (3M™), mientras que al grupo experimental (n=15) se le aplicó plasma no-térmico de helio durante 30 s previo al cementado de los postes. Se les realizaron cortes de 2 mm de espesor para obtener muestras del tercio coronal y medio las cuales fueron sometidas a la prueba de *push out* con una máquina de prueba universal para evaluar la resistencia al descementado. Los valores se registraron en newtons y se convirtieron a megapascales por metro cuadrado (MPa/m²).

Resultados

La prueba T de Student demostró que el tratamiento con plasma influyó positivamente sobre la fuerza de unión ($p = 0.0058$), la cual sólo mostró ser significativa en el tercio cervical (4.676 ± 1.982 MPa/m²). El tipo de falla más prevalente fue la mixta seguida de la adhesiva.

Conclusiones

El tratamiento con plasma no-térmico sobre la dentina radicular mejoró la fuerza de unión en el tercio cervical. El mayor número de fallas se dieron de forma mixta seguida de la falla adhesiva (adhesivo-dentina) la cual se ha reportado como la más prevalente.⁽⁴⁾

1. Antecedentes

La adhesión dental se introdujo en el campo de la odontología hace más de 60 años cuando en 1955 Buonocore alteró las características superficiales del esmalte para adherirle materiales restauradores.⁽¹⁾ Con el paso del tiempo, esta innovación permitió restaurar tejidos dentales bajo principios más conservadores y estéticos.

Sin embargo, aunque la adhesión dental ha evolucionado, uno de los principales desafíos que siempre ha existido es el mecanismo de unión a la dentina el cual es mucho más complejo que en el esmalte debido a las propiedades de este tejido. ^(5, 6)

La dentina es un tejido complejo que varía tanto en anatomía como en sus propiedades según su ubicación en el diente y que, además, tiene la capacidad de expresar respuestas ante cambios del medio. ⁽⁷⁾ Particularmente a nivel radicular, la anatomía y distribución de los túbulos dentinarios, el control de la humedad, la fotopolimerización incompleta, la limpieza del conducto, entre otros, dificultan el protocolo adhesivo. Por otra parte, la unión a dentina se ve afectada porque ésta y los materiales a adherir son entidades muy heterogéneas con propiedades diferentes. De manera que, se requiere que sus superficies sean acondicionadas previamente. ⁽¹⁾ Además, se ha comprobado que la longevidad de la unión puede mejorarse tratando las cualidades superficiales del sustrato dental. ⁽⁸⁾ Diversos estudios han demostrado que una forma de modificar la superficie dentinaria es mediante la aplicación de PNTPA el cual crea cambios químicos y físicos en ella. ⁽⁹⁾

El PNTPA es un gas ionizado que surge por la ionización total o parcial de un gas, constituye el cuarto estado de la materia por lo que se encuentra de manera natural y, además, se puede crear artificialmente. ^(10, 11) Fue identificado por Sir Crooke en 1879 ^(11, 12) pero Langmuir introdujo el término “plasma” hasta 1928, ⁽¹³⁾ nombrándolo así por su composición tan compleja, similar a la del plasma sanguíneo.

Se cree que su uso en el campo de la odontología fue propuesto por Stoffels *et al.* ⁽¹⁴⁾ quienes demostraron que tenía la capacidad de eliminar la bacteria *Streptococcus mutans*. A partir de su descubrimiento inició el interés por implementarlo en otras áreas

como lo son el tratamiento de lesiones cariosas ⁽¹⁵⁾, la desinfección de instrumental y de tejidos,^(16, 17) para aumentar el éxito de los implantes ⁽¹⁸⁾ y blanqueamientos dentales,⁽¹⁹⁾ para el control y manejo de la periodontitis, ⁽²⁰⁾ como estimulante para la cicatrización de heridas gingivales, ⁽²¹⁾ y como se mencionó anteriormente, para mejorar la adhesión de las restauraciones dentales ⁽⁹⁾ mediante la modificación química y física de las superficies a adherir.

1.1 Adhesión dental

La adhesión es esencialmente un proceso de hibridación en el cual el sustrato y los materiales de unión interactúan a través de un proceso de intercambio, el cual se ve afectado al darse entre dos entidades que poseen propiedades muy distintas. ⁽³⁾

Estas diferencias, crean la necesidad de acondicionar ambas superficies previamente utilizando protocolos adhesivos que respeten las características de cada sustrato.

El tratamiento de la superficie dentinaria implica inicialmente la eliminación eficiente del barrillo dentinario y minerales (calcio y fosfato) mediante el grabado de la superficie con ácidos para crear microporosidades en donde puedan infiltrarse los adhesivos, a este proceso se le conoce como imprimación. ⁽²²⁾ La penetración del adhesivo entre las fibras de colágeno que quedan descubiertas tras el proceso de grabado es un paso importante ya que asegura la humectación del sustrato con el adhesivo creando la llamada “capa híbrida”. La humectación del sustrato con el adhesivo es crucial para lograr una unión homogénea y estable, ya que, determina el área de contacto real entre el adhesivo y la superficie (afectando así la fuerza de adhesión). ⁽²³⁾

Es importante tener en cuenta que la humectabilidad óptima de un sustrato también depende de su energía superficial (ES) (el grado de atracción o repulsión que ejerce la superficie de un material frente a otro), es decir, la ES determinará que tanto fluirá el adhesivo en la superficie, lo que a su vez reduce el ángulo de contacto que se forma entre el adhesivo y el sustrato. Al lograr que el adhesivo fluya sobre la superficie se reduce dicho ángulo porque se esparce en toda el área creando una interfase cerrada. ^(24, 25) De manera que, estas dos variables han sido consideradas en estudios para

evaluar la calidad de la adhesión dental y la resistencia al desalajo de restauraciones como lo son los postes de fibra de vidrio.

Características del sustrato dentinario

La dentina es un tejido vital, permeable, elástico y avascular, está compuesta por aproximadamente un 55% de minerales (cristales de hidroxiapatita - $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_3(\text{OH})_6$), un 30% de compuestos orgánicos (predominantemente fibras de colágeno tipo I) y un 15% de agua. La gran cantidad de agua presente en la dentina y su proximidad a la pulpa dan como resultado un tejido con humedad constante,^(26, 27) se considera que la cementación con resina adhesiva es una técnica sensible a la humedad ya que esta puede favorecer la degradación de la capa híbrida con el paso de tiempo.⁽²⁸⁾

Por otra parte, la dentina posee en toda su extensión, túbulos dentinarios dentro de los cuales hay células con capacidad de respuesta inmunológica ante cambios en el medio; estos túbulos están rodeados de dentina intertubular la cual contiene fibras de colágeno en las cuales penetrará el adhesivo. En sentido apical, el diámetro de los túbulos aumenta y dentina intertubular disminuye,⁽²⁷⁾ estas características implican que la dentina radicular presenta menor proporción de área disponible para la adhesión. De manera que, es importante conocer la anatomía, propiedades y factores que interfieren en la adhesión intrarradicular a la hora de seleccionar el protocolo y materiales de cementación.

Limitaciones en la adhesión a dentina

Las diferencias entre la dentina coronal y la radicular, así como las propiedades de los sistemas adhesivos y la complejidad en sus protocolos de cementación constituyen una serie de factores clínicos que afectan la adhesión de postes de fibra de vidrio.

Lograr una adhesión estable a la dentina radicular, particularmente a nivel apical representa un desafío clínico, una de las principales razones es la configuración de la preparación intrarradicular, que, al ser profunda dificulta el acceso y la visibilidad para llevar a cabo un correcto protocolo adhesivo. Por ejemplo, en la región apical, es más

complicado que la luz de la unidad de fotopolimerización llegue de manera efectiva y que pueda haber más contracción de la resina.

El factor de configuración de la cavidad o factor "C". Es la relación entre el área superficial de la dentina adherida y la no adherida en una cavidad.

Cuando se lleva a cabo la polimerización de una resina, ésta sufre una contracción volumétrica, lo que puede resultar en la formación de fallas o grietas en la interfaz adhesiva. ^(29, 30) Las cavidades con un factor C alto (como una preparación intrarradicular) son más propensas a complicaciones adhesivas debido a que la disipación de la polimerización del cemento resinoso es más difícil por la profundidad de la cavidad ⁽³¹⁾ y por la misma razón, éstos no pueden ser fotopolimerizados de forma incremental como convencionalmente se hace. Una mala polimerización conduce a una adhesión inestable. ⁽³⁾

Otro cambio importante que resulta de la profundidad de la cavidad, es que, como se mencionó anteriormente, a nivel más apical disminuye la cantidad de dentina intertubular, en donde se encuentran las fibras de colágeno por lo que el resultado puede mejorarse si el adhesivo se aplica de manera vigorosa y efectiva en toda la dentina para que los monómeros de resina penetren en dichas fibras. ⁽³²⁾ En este sentido, la hidrofilia de los materiales de cementación es otro factor importante a considerar. Ya que entre más hidrófilo sea un adhesivo, más se esparce en el sustrato, lo cual también dependerá de la energía superficial del sustrato. ⁽³³⁾

Cabe mencionar que los remanentes de gutapercha, de sellador de conductos y la presencia de barro dentinario queda en las paredes radiculares tras la instrumentación de la dentina con limas manuales o mecanizadas afectan la permeabilidad de la dentina. ⁽³⁴⁾

También se ha reportado que la presencia de microorganismos en el conducto radicular acelera la degradación de la unión de la interfaz diente-restauración. ⁽²⁾ Sin embargo, el uso de soluciones de irrigación como el hipoclorito de sodio (NaOCl) y el ácido etilendiaminotetraacético (EDTA), puede tener un impacto en las propiedades de la dentina, incluida la humectabilidad, la rugosidad, la penetración del cemento en

la dentina y la microdureza. ⁽³⁵⁾ Durante el mecanismo de acción del NaOCl se forma un compuesto llamado cloramina el cual, debido a su acción oxidante, puede inhibir la polimerización de cementos a base de resina, afectar negativamente la micro dureza, el módulo de elasticidad y la resistencia a la flexión y fatiga. ⁽³⁶⁾ Además, tras la irrigación con NaOCl se forma una capa rica en oxígeno sobre la dentina radicular que inhibe la polimerización de la resina y reduce la adhesión. ⁽³⁷⁾

Por su parte, el EDTA es un agente quelante, es decir, su mecanismo de acción consiste en solubilizar los iones de calcio de la dentina lo que resulta en una descalcificación de la superficie. ^(38, 39) Se ha reportado que la combinación de EDTA y NaOCl pueden provocar erosión de la dentina y reducción de la microdureza dependiendo la concentración y tiempo que son empleados sobre la dentina. ⁽⁴⁰⁾

En cuanto a selladores endodónticos, se ha descrito que aquellos que contienen eugenol interfieren en la polimerización de la resina ⁽⁴¹⁾ debido al grupo hidroxilo del eugenol, que bloquea la reactividad de los radicales libres formados durante la polimerización de la resina, reduciendo su grado de conversión ⁽⁴²⁾ por lo que se recomienda limpiar las superficies inmediatamente después de la obturación con alcohol, y/o ácido fosfórico.

Se ha reportado que los cementos de hidróxido de calcio se asocian a valores bajos de fuerza adhesiva de los postes intrarradiculares. ⁽⁴³⁾ Algunos estudios sugieren que el tipo de sellador no afecta la retención de los postes de fibra cementados con sistemas adhesivos a base de resina mientras la superficie radicular se encuentre limpia. ^(44, 45) Se ha recomendado el uso de selladores a base de resina epoxi cuando los postes prefabricados se unirán con cemento adhesivos de resina. ⁽⁴⁶⁾

Para mejorar la retención del poste, se debe realizar un desbridamiento de las paredes radiculares antes de la cementación.

Características de los postes de fibra de vidrio

Los postes de fibra de vidrio son frecuentemente utilizados en la restauración de dientes endodonciados debido a las diversas ventajas que ofrecen, son más estéticos, requieren preparaciones menos invasivas, simplifican el procedimiento de restauración

por lo que su cementación puede realizarse en una sola sesión,⁽⁴⁷⁾ además de que tienen propiedades mecánicas similares a la dentina, como la resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad.⁽⁴⁸⁾

Estos postes están fabricados con fibras de vidrio embebidos en una matriz de resina epoxi o metacrilato.⁽⁴⁹⁾ Las fibras están orientadas paralelas al eje longitudinal del poste y su densidad por mm² transversalmente varía entre 25 y 35, según el tipo de poste, es decir, entre el 30-50% del área está ocupada por fibras.⁽⁵⁰⁾ Las reacciones químicas durante la adhesión se dan entre el cemento de resina o el material del núcleo y las fibras expuestas en la superficie del poste. Mientras que los polímeros de la matriz de resina epoxi constituyen sitios disponibles para la copolimerización con la resina a base de metacrilato del cemento o del pilar.⁽⁵¹⁾

Adhesión a la superficie de postes de fibra de vidrio

La correcta adhesión del poste a la dentina influye en el posible desplazamiento o total desalojamiento que éste pueda tener como resultado de una baja fuerza de unión.⁽⁵²⁾ Aunque la investigación se ha dirigido a mejorar la adhesión a la superficie del poste, actualmente no hay consenso sobre el tratado de su superficie.

Dentro de los tratamientos propuestos con este objetivo se encuentra la silanización. Este procedimiento consiste en el recubrimiento de la superficie con moléculas de alcoxisilano organofuncionales. Los grupos hidroxilo de la fibra de vidrio desplazan los grupos alcoxi en el silano para formar enlaces covalentes -Si-O-Si- en la interfaz: componentes minerales (vidrio)-componentes orgánicos (adhesivos), es decir, se crea una unión química entre los grupos metacrilato de la resina y los grupos hidroxilo de las fibras de vidrio, por esta unión química es que se sugiere que se mejora la adhesión. Sin embargo, si bien algunos estudios han informado un aumento significativo en la fuerza de unión después de la silanización,⁽⁵³⁾ otras investigaciones sugieren que el procedimiento no beneficia sustancialmente.^(54, 55)

Entre los métodos micromecánicos para la superficie del poste existe la abrasión por aire y el uso de ácidos (por ejemplo, ácido fluorhídrico) los cuales podrían mejorar la resistencia a la cementación dependiendo el tipo de poste y el cemento utilizados.^{(48,}

⁵⁶⁾ Cabe destacar que también se ha estudiado el daño que podría causar la eliminación de la capa exterior de la resina con estos métodos lo que podría afectar la integridad del poste.⁽⁵⁴⁾

En cambio, la aplicación de peróxido de hidrógeno al 10 % durante 20 minutos elimina la capa superficial de resina epoxi para exponer las fibras al silano sin dañarlas. Además, los espacios que se crean entre ellas ofrecen sitios para la retención micromecánica de la resina. ⁽⁵¹⁾

Otra alternativa ha sido la comercialización de postes de resina epoxi pretratados industrialmente con silicoating y silanización los cuales han demostrado lograr fuerzas adhesivas altas. ⁽⁵⁷⁾

Sistemas adhesivos

La eficacia del cemento adhesivo y el procedimiento de cementación desempeñan un papel importante en el rendimiento clínico general de las restauraciones. La evidencia actual indica que los resultados más favorables se obtienen con sistemas de grabado y enjuague, ⁽⁵⁸⁾ sin embargo, una adhesión correcta depende de la precisión durante el procedimiento, y particularmente, el protocolo de los sistemas de tres pasos suele ser más sensible pues se requiere que el ácido entre en contacto con todas las paredes de la preparación, lo cual es más difícil a nivel apical; después de enjuagarlo el secado de la dentina debe ser moderado para evitar la deshidratación y colapso de las fibras de colágeno, no hay un parámetro para determinar qué tan seco o húmeda debe quedar la dentina. En este protocolo se requiere el uso de gluconato de clorhexidina (CHX) pues se sabe que ésta inhibe la actividad de las metaloproteinasas unidas a la matriz (MMP) las cuales participan activamente en la degradación de la capa híbrida.⁽⁵⁹⁾ Además, el adhesivo se debe frotar en la dentina y posteriormente retirar su exceso lo cual vuelve a ser difícil en zonas apicales. También se requiere de unidades de fotopolimerización de alta intensidad (>1000 mW/cm²) que lleguen hasta la región apical, incluso si se utilizan postes de fibra translúcidos. ⁽⁶⁰⁾ De manera que, el uso de cementos que requieren fotoactivación puede resultar en un bajo grado de conversión de monómeros de resina a medida que se acerca a las áreas apicales, comprometiendo la integridad de la interfaz adhesiva ⁽⁶¹⁾ y por lo tanto, los sistemas

adhesivos duales o activados químicamente se han sugerido para la cementación de postes de fibra de vidrio.⁽⁶²⁾ Algunos trabajos han sugerido que, a pesar de que los cementos duales pueden polimerizar incluso en ausencia de luz pueden mostrar mejores propiedades mecánicas si se irradian con luz. ^(63, 64)

Con la intención de simplificar el manejo, se introdujo el uso de adhesivos de autograbado los cuales requieren de la aplicación de un co-iniciador para la polimerización química, una de sus desventajas es su incompatibilidad con los cementos de autocurado y de curado dual. ⁽⁶⁵⁾

Finalmente, surgieron los cementos de resina autoadhesivos. Éstos no requieren de un agente adhesivo separado ya que contienen monómeros ácidos para la desmineralización e infiltración simultáneas del sustrato. La eliminación de pasos a realizar logra que este protocolo sea menos susceptible a errores. La principal desventaja de esta generación de cementos es que se ha descrito que su fuerza de unión a la dentina es inferior en comparación con los agentes de cementación de grabado y enjuague. ⁽⁶⁶⁾ Sin embargo, debido a que estos materiales son relativamente nuevos se requieren más evidencia clínica a largo plazo.

1.2 Plasma no-térmico

El plasma es el cuarto estado de la materia y el más dominante en el universo. Cuando es creado de manera artificial surge por la ionización total o parcial de un gas a partir de la aplicación de voltajes a un conjunto de electrodos, lo que provoca la aceleración de los electrones del gas, de manera que éstos quedan libres (figura 1). Por lo tanto, la composición de los plasmas consta de electrones (que fueron liberados), iones (positivos o negativos), y partículas neutras (átomos que no se ionizaron),⁽¹¹⁾ entre otros.

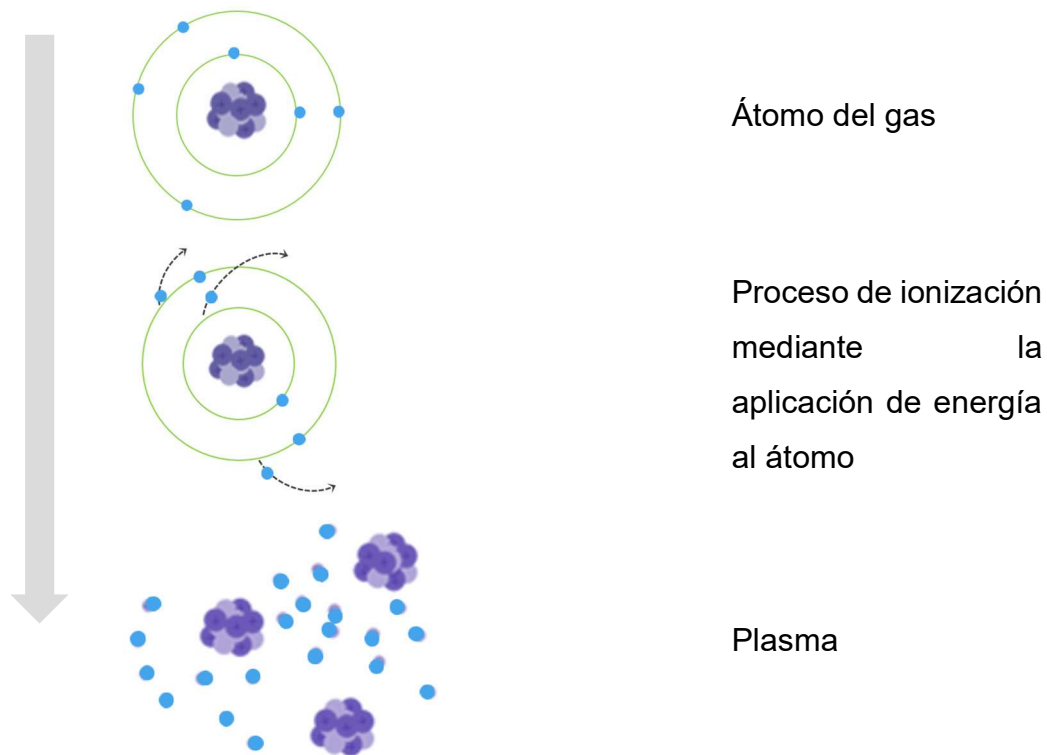


Figura 1. Proceso de ionización. Los círculos azules hacen referencia a los electrones en el átomo del gas.

El plasma se puede generar a partir de varios gases nobles incluyendo helio y argón, gases químicamente activos como el oxígeno y el nitrógeno, así como mezclas de los mismos. La adición de los últimos dos es bastante común, para aumentar la formación de especies reactivas de oxígeno o nitrógeno,^(67, 68) por ende, la química del plasma depende del gas que se emplee. ⁽³⁾

Se pueden crear plasmas de diversas maneras y a diferentes presiones (tabla 1). Mientras que los plasmas de alta o baja presión requieren cambios en la presión de la atmósfera, el plasma a presión atmosférica opera en condiciones ambientales.

Por otra parte, de acuerdo con los niveles relativos de la energía de los electrones, de las especies del plasma y de su temperatura pueden clasificarse en térmico y no térmico.

Tabla 1. Tipos de plasmas

Plasmas	Presión	Baja presión
		Presión atmosférica
		Alta presión
Temperatura	No-térmicos (composición y temperatura ajustables)	
	Térmicos (naturales)	

Para este estudio se utilizó una aguja de plasma no térmico a presión atmosférica lo cual facilitó su manipulación debido al tamaño que presenta. El reactor de plasma consta de un alambre de cobre como electrodo central cubierto por un tubo de cerámica de alúmina para proporcionar aislamiento eléctrico. El segundo electrodo es el cuerpo del reactor fabricado en acero inoxidable. Ambos electrodos se conectaron a un generador de RF (13,56 MHz) a través de un conector BNC.⁽¹¹⁾ El gas de trabajo fue helio con un caudal de 1 L/min a 20 V (polarización de la tensión continua) para obtener un plasma estable (figura 2).

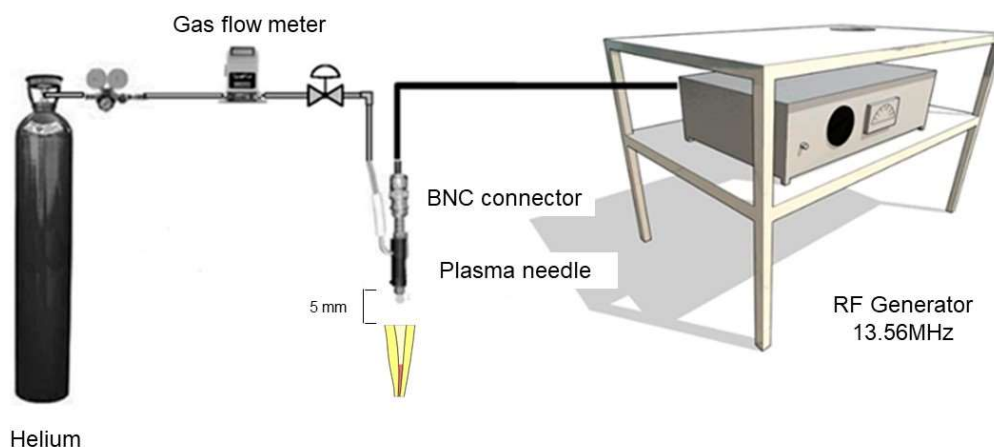


Figura 2. Dispositivo para la generación del plasma

1.3 Adhesión dental con PNTPA

El PNTPA mejora las cualidades adhesivas mediante el tratamiento de superficies de dos maneras distintas: modificación y grabado⁽⁶⁹⁾ (tabla 2).

Tabla 2. Tipos de tratamiento superficial con PNTPA y ejemplos.

Tratamiento	Ejemplos
Modificación	Cambiar la química de la superficie Cambios en el ángulo de contacto Cambios en la energía superficial
Grabado o ablación	Apertura de túbulos dentinarios Eliminación de la capa de frotis

Cambios en la química de la superficie:

El componente orgánico en la dentina son las fibrillas de colágeno las cuales contienen grupos funcionales hidrófilos, esta característica química ayuda a que el adhesivo se esparza entre ellas, sin embargo, debido a que estas fibras se pliegan sobre sí mismas los grupos funcionales quedan cubiertos entre ellas. La modificación del colágeno con PNTPA puede permitir que éstos se descubran temporalmente debido a que el plasma puede aumentar el contenido de ciertas estructuras químicas como hidrocarburos, grupos hidroxilo funcionales o grupos carbonilo. ^{(69) (70)}

Según Zhu ⁽⁷¹⁾ y Ritts, ⁽⁶⁹⁾ el aumento de grupos carbonilo podría inducir fuerzas repulsivas eléctricas que separen parcialmente a las fibras de colágenos para mejorar significativamente la penetración del adhesivo (figura 3). En 2014, Zhang *et al.* ⁽⁷²⁾ reportaron que esto era posible tras la aplicación de un plasma de Ar durante 30 s en el colágeno dentinario desmineralizado.

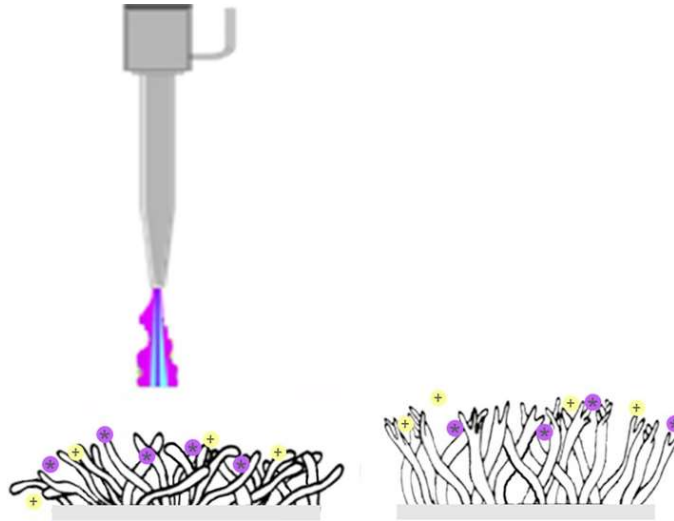


Figura 3. Cambios en las fibras de colágeno. +, *: especies generadas por el plasma no-térmico.

También se ha planteado la hipótesis de que las ROS podrían incorporarse a la molécula de colágeno de tipo I en forma de grupos carbonilo (C=O) introduciendo en el sustrato grupos polares que contienen oxígeno aumentando los enlaces de hidrógeno con el adhesivo evitando la separación de fases del adhesivo la cual ocurre por el exceso de agua en la dentina antes de aplicarlo. ⁽⁷³⁾ ^(74, 75)

Cambios en la energía superficial

La energía superficial es el grado de atracción o repulsión que ejerce la superficie de un material frente a otro. Cuanto mayor es la fuerza de atracción entre los materiales (dentina-adhesivo) mayor es la adhesión.

En 2015 Teixeira *et al.* ⁽⁷⁶⁾ demostraron que el plasma tiene la capacidad de aumentar la energía superficial debido a una mayor humectabilidad en el sustrato. De acuerdo con Lehmann *et al.* ⁽⁷⁵⁾ se logra una mejor humectación por la reducción de compuestos de carbono en las superficies que se transforman por reacciones químicas.

Cambios en el ángulo de contacto

El ángulo de contacto o de humectancia hace referencia al ángulo que forma la superficie de un líquido al entrar en contacto con un sólido, por lo tanto, va a determinar si una superficie es hidrófila o no dependiendo qué tanto se esparza el líquido en ella. En la dentina, esta medición explica el efecto de la imprimación, es decir, que tanto se esparce un agente adhesivo en ella.

En 2013 Chen, Zhang *et al.* ⁽⁷⁷⁾ demostraron una disminución del ángulo de contacto del agua sobre el esmalte cuando utilizaron un plasma de Argón (Ar) por 5-45 s. Mismos resultados que reportaron Lehmann y *et al.* ⁽⁷⁵⁾ cuando usaron un plasma de Helio (He). Los resultados de la medición del ángulo de contacto dentina- agua realizados por Dong *et al.* ⁽⁷⁸⁾ demostraron que éste disminuye tras la aplicación de plasma pero que es más significativo cuando la dentina se rehumecta con agua. Sugirieron que se debe a que las especies del plasma en estado excitado actúan como un chorro de arena molecular que “limpia” la superficie y que los contaminantes desprendidos son eliminados tras el “lavado” con agua de manera que los túbulos dentinarios quedan descubiertos.

Grabado

El grabado de los sustratos dentinarios consiste en crear retenciones micromecánicas en la superficie para hacerla más permeable a los adhesivos y monómeros resinosos.⁽²²⁾ Como se mencionó anteriormente, las especies del plasma eliminan la capa de frotis en la superficie dentinaria y abren los túbulos dentinarios creando retenciones.⁽⁷⁸⁾

Otros estudios han demostrado que el cambio en la composición química también consiste en que el grabado con plasma elimina más proteínas que minerales en la dentina y el esmalte lo que da como resultado la exposición de dichos minerales y de cargas hidrófilas.⁽³⁾ Lehmann *et al.* ⁽⁷⁵⁾ plantearon que el bajo contenido de proteínas en el esmalte conduciría a un menor grabado a diferencia de la dentina.

Finalmente, Ritts *et al.* ⁽⁶⁹⁾ determinaron que el cambio de rugosidad en las superficies debido al grabado con plasma dependen del tiempo, la temperatura y la cantidad de iones de alta energía, al disminuir estos la intensidad del plasma también disminuye y

limita su efecto de grabado, lo cual es importante saber, ya que si una superficie sufre una exposición prolongada al plasma, incluso a baja temperatura, la estructura de la superficie como las fibrillas de colágeno pueden ser afectadas, lo cual sería contraproducente para el proceso de adhesión.

2. Planteamiento del problema

La restauración dental posterior al tratamiento de conductos es un procedimiento muy importante que tiene como objetivo devolver la función al diente y protegerlo de microfiltraciones y fracturas coronales o radiculares.

Actualmente las restauraciones adhesivas son las más empleadas. Sin embargo, aunque tienden a cumplir los principales requisitos de un tratamiento más conservador y estético, su calidad y longevidad clínica sigue siendo un desafío para el cual se han buscado alternativas que mejoren los protocolos actuales.

Clínicamente, la principal causa de falla de las restauraciones compuestas está relacionada con la degradación de la interfaz adhesiva que se da con el paso del tiempo y que conduce a la aparición de fugas marginales, y eventualmente a una decoloración marginal, caries secundaria y la consiguiente pérdida de retención. ⁽³⁾

En este contexto, es bien sabido que la adhesión dental presenta distintas limitaciones debido a la heterogeneidad de la estructura y composición del diente, a la hidrofilia de las superficies, las características del sustrato dental después de la preparación de la cavidad, las propiedades fisicoquímicas del adhesivo y su interacción con los tejidos. Sin mencionar lo sensible que puede ser la técnica debido a los distintos pasos que deben realizarse. Por lo tanto, existe la necesidad de modificaciones adicionales y estrategias innovadoras para maximizar las propiedades de unión. Se ha demostrado que la calidad y la longevidad de la adhesión dental pueden mejorarse tratando las cualidades superficiales del sustrato y de las restauraciones; ⁽²³⁾ y que el tratamiento con plasma no-térmico tiene la capacidad de modificar la superficie dental tanto física como químicamente para aumentar la fuerza de unión. ⁽⁶⁹⁾

Por lo que se planteó la siguiente pregunta:

¿Cuál es el efecto del plasma no-térmico sobre la resistencia al descementado de postes de fibra *in vitro*?

3. Justificación

Los PNTAP son gases parcialmente ionizados que contienen partículas altamente reactivas y que han demostrado su eficacia en la mejora de una serie de propiedades críticas para la unión de la dentina, por ejemplo, mediante la desactivación de patógenos orales, incluso dentro del conducto radicular ⁽¹⁷⁾ pues se sabe que la presencia de bacterias acelera la degradación de la unión de la interfaz diente-restauración; la modificación de las propiedades fisicoquímicas de las superficies tanto dentales como de los materiales restaurativos, ya que aumentando su energía superficial y reduciendo el ángulo de contacto diente-adhesivo se crea una superficie más hidrófila lo cual mejora la humectabilidad del sustrato y los adhesivos pueden esparcirse en toda el área. También se ha demostrado que las especies reactivas del plasma pueden agregar grupos funcionales en las superficies que mejorarían la interacción monómeros-sustrato dental.

Además, se ha observado su capacidad para grabar las superficies sin afectar las propiedades generales de los materiales. Si bien el enclavamiento micromecánico que se logra mediante el grabado es esencial para lograr una buena unión en el entorno clínico, la ventaja potencial adicional es dicha interacción química entre los monómeros y los componentes del sustrato que el plasma puede lograr.

El implemento de la tecnología del plasma en la práctica clínica espera reflejar beneficios en la inactivación de bacterias de una manera rápida, radical y con baja toxicidad, ⁽⁶⁷⁾ mejoras en la fuerza y en la estabilidad de la unión.

Es importante la realizar el estudio planteado en este documento para emplear los conocimientos adquiridos hasta ahora y evaluar estas propiedades de manera sistemática, que su uso sea sustentado, para que sea cada vez más utilizado en la práctica clínica con la finalidad de mejorar el pronóstico de las rehabilitaciones orales.

4. Hipótesis

DE TRABAJO: Hay diferencia estadísticamente significativa en la resistencia al descementado de postes de fibra tras la aplicación de plasma no-térmico *in vitro*.

NULA: No hay diferencia estadísticamente significativa en la resistencia al descementado de postes de fibra tras la aplicación de plasma no-térmico *in vitro*.

5. Objetivos

GENERAL:

Evaluar la resistencia al descementado de postes de fibra tras la aplicación de plasma no-térmico *in vitro*.

ESPECIFICOS:

Evaluar si hay diferencia en la resistencia al descementado en el tercio cervical, medio y apical.

Determinar el tipo de falla adhesiva más prevalente.

6. Materiales y métodos

6.1 Diseño de estudio:

Experimental

6.2 Universo:

Dientes unirradiculares

6.3 Muestra:

Aleatorio

6.4 Criterios de:

Inclusión

Raíces rectas

Raíces con ápice maduro

Raíces con conductos permeables

Exclusión

Dientes con reabsorciones radiculares

Dientes con fracturas radiculares

Eliminación

Muestras fracturadas

6.5 Variables de estudio

Variable dependiente

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL.	DEFINICIÓN OPERACIONAL.	TIPO DE VARIABLE.	ESCALA DE MEDICIÓN.
Resistencia al descementado	Fuerza necesaria para separar un material adherido a un soporte al que está unido.	Fuerza necesaria para desalojar el poste del conducto radicular	Cuantitativa	Continua (Mpa/m ²)
Patrón de falla	Clasificación del tipo de separación entre el sustrato y un material.	Estructuras implicadas en la separación entre el material y la dentina.	Cualitativa	Nominal (Adhesiva Cohesiva Mixta Parcialmente adhesiva)

Variables independientes

VARIABLE	DEFINICIÓN CONCEPTUAL.	DEFINICIÓN OPERACIONAL.	TIPO DE VARIABLE.	ESCALA DE MEDICIÓN.
Aplicación de plasma	Exposición de un objeto/tejido a plasma.	Exposición de la muestra a la aguja de plasma	Cualitativa	Nominal 1 (Sí) 2 (No)

6.6 Procedimiento:

La fase de laboratorio fue realizada en el Instituto Nacional de investigaciones Nucleares (ININ) específicamente en el Laboratorio de Física de Plasmas y en las instalaciones del Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología (CIEAO), solicitando el permiso correspondiente a dichas instituciones.

Se seleccionaron 30 dientes humanos extraídos por razones periodontales, quirúrgicas u ortodóncicas, con raíces anatómicamente similares (raíces rectas con ápices completamente formados y sin signos de reabsorciones).

Preparación del diente

Se limpiaron y almacenaron en una solución de timol al 0.1% a 4°C.

Se cortaron a nivel de la unión cemento-esmalte con una sierra diamantada (Isomet 2000; Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EE. UU.) para obtener una longitud estandarizada de 10 mm. Se realizó el tratamiento de endodoncia con el sistema Reciproc blue® (VDW, Suiza.) hasta la lima R40 (ISO 40) conicidad 06. Los conductos se irrigaron con 1 mL de hipoclorito de sodio (NaOCl) al 5.25% después de cada lima. Como irrigación final se usó agua tridestilada activada con ultrasonido Varios 370, NSK, (Chiyoda, Tokio) (figura 4).

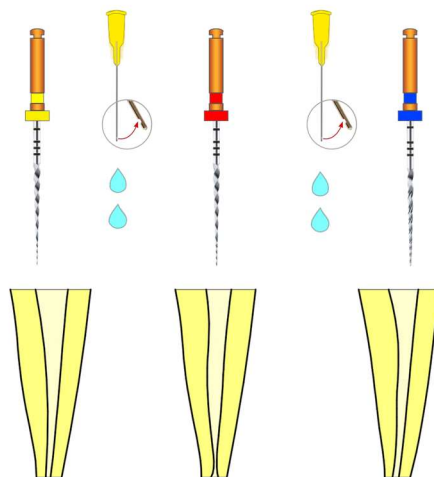


Figura 4. Instrumentación e irrigación de los conductos radiculares.

Se secó el conducto con eyector Angelus y con puntas de papel (ISO 50). Se obturaron los conductos con una técnica de cono único y sellador a base de resina epóxica AH Plus (Dentsplay, Suiza) dejando 4 mm de gutapercha en el tercio apical (figura 5).

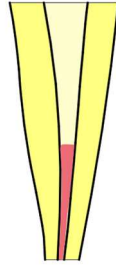


Figura 5. Obturación del conducto.

Para crear el espacio para el poste, se removieron 6mm de gutapercha con el drill universal (56867) del sistema RelyX™ Fiber Post 3D (3M) y posteriormente se conformó el conducto con el drill tamaño 1 (56864) (figura 6).

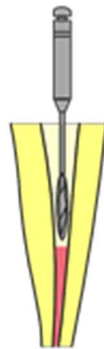
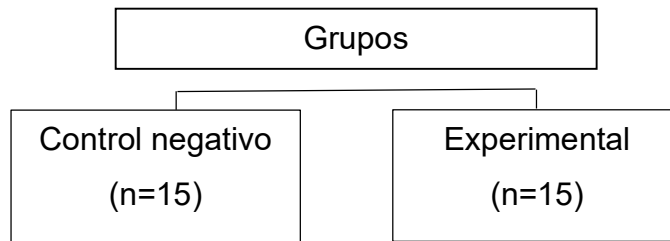


Figura 6. Conformación del espacio para el poste.

Se dividieron al azar los dientes en dos grupos de 30 (figura 7) de acuerdo con el protocolo de pretratamiento de dentina utilizado.

Figura 7. Distribución de los grupos



Protocolo de cementación de los postes (grupo control)

Se lavó el conducto con agua bidestilada y se secó con puntas de papel. Se colocó el cemento RelyX™ U200 Automix (3M™) tono A2 con las puntas endo RelyX™ Mix Tips para llenar fácilmente los conductos radiculares de abajo hacia arriba.

Se colocó el poste de fibra de vidrio RelyX™ Fiber Post 3D (3M) tamaño 1 (1.3 mm diámetro) en el conducto radicular (figura 8) manteniéndolo bajo presión con los dedos durante 30 s mientras se removía el exceso de cemento en la parte coronal con un microbrush. Se fotopolimerizó durante 20 s en cada superficie de la raíz con la lámpara Elipar™ DeepCure-L LED Curing Light (3M™).

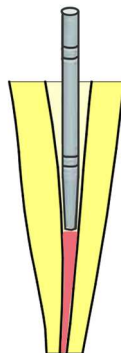


Figura 8. Cementación del poste.

Todas las muestras se mantuvieron al 100% de humedad (fueron colocadas en solución fisiológica), durante 24 h, a 37°C.

Aplicación de plasma (grupo experimental)

En este estudio se utilizó una aguja de plasma no-térmico a presión atmosférica. El gas de trabajo fue Helio con un flujo de 1L/min a 20 V para obtener un plasma estable. Durante la exposición al plasma la distancia de trabajo desde la punta del chorro de plasma hasta la muestra (dentina) fue de aproximadamente 1 mm y el tiempo de aplicación 30 s (figura 9).



Figura 9. Aplicación de plasma al conducto radicular

Una vez expuestas las muestras al plasma se preparó la dentina y se cementaron los postes como se describió anteriormente.

Preparación de las muestras

Cada raíz se cortó perpendicular a su eje longitudinal usando un disco de diamante de baja velocidad (Isomet 2000, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EE. UU.) bajo enfriamiento constante para obtener dos cortes de 2 mm de espesor de los tercios radiculares cervical y medio (figura 10). El grosor de las rebanadas se verificó con un micrómetro digital (Mitutoyo Sul Americana, Suzano, SP, Brasil) y se almacenaron durante 24 h a 37 °C.

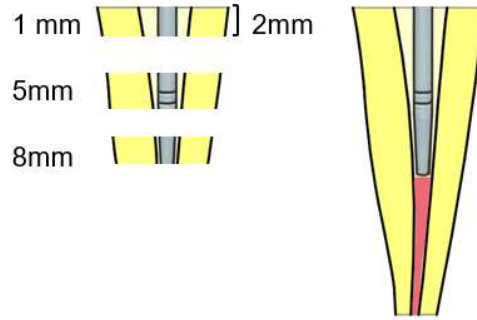


Figura 10. Cortes que se realizarán a la raíz.

Ensayos mecánicos

La prueba de tracción se realizó aplicando una carga mediante una máquina de prueba universal (EZ Graph, Shimadzu, Kioto, Japón), se utilizaron émbolos cilíndricos con diámetro de 1.3 mm y 0.9 mm en los tercios coronal y medio respectivamente, que ejercieron una fuerza a una velocidad de 0,5 mm/min en dirección apico-cervical hasta producir la falla (figura 11).

La fuerza de unión (expresada en MPa/m²) se calculó dividiendo la carga en Newton (a la que sucede la falla) por el área de la interfaz adherida. El área de la interfaz adherida de cada muestra se calculará con la fórmula: $A = \pi (R + r) \sqrt{h^2 + (R - r)^2}$, donde A es el área lateral de un cono truncado, R = radio coronal del poste, r = radio apical del poste y h = grosor del corte de la raíz. ⁽⁷⁹⁾

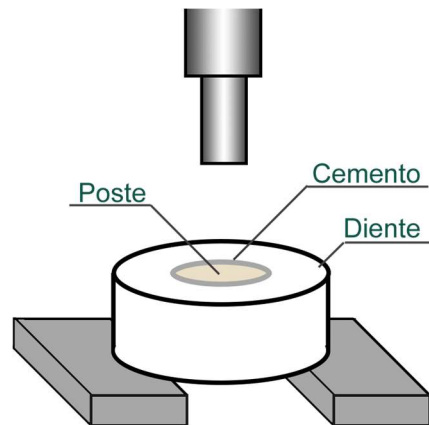


Figura 11. Esquema de la prueba de tracción con máquina universal de ensayo.

Evaluación del patrón de falla

Después de la prueba de expulsión, los cortes se observaron con un microscopio estereoscópico (Zeiss) con un aumento de 20 X. Las fallas se clasificaron de la siguiente manera: adhesivas (entre la dentina y el cemento de resina), parcialmente adhesivo (entre el poste y el cemento de resina), cohesiva (en el cemento de resina) y mixtas (presencia de dos o más tipos de fallas en una misma muestra).

6.7 Consideraciones bioéticas

El presente protocolo se apegó a lo establecido en la documentación ética Internacional ya que para el desarrollo de esta investigación se siguieron las Pautas éticas de la CIOMS y OMS las cuales establecen en la Pauta 1 que toda investigación debe tener un valor social y científico, así como preservar el respeto de los derechos. También se apega a la Legislación Mexicana, considerando puntos de los diferentes documentos Nacionales. Se siguieron principios científicos y éticos como lo dicta la Ley general de salud en el Título quinto “Investigación para la Salud”, Artículo 100.

Además, se consideraron las especificaciones del reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación en Salud. De acuerdo con el Artículo 17 del Título Segundo “De los Aspectos Éticos de la Investigación en Seres Humanos”, la presente investigación se considera “con riesgo mínimo”, debido a que involucró la obtención de dientes que sean extraídos por indicación terapéutica.

El paciente o, en su caso, su representante legal, firmaron un consentimiento informado autorizando la donación de los dientes, con la capacidad de libre elección y sin coacción alguna según lo establecido en el artículo 20.

Este estudio fue debidamente aprobado por el Comité de Ética en Humanos de la Universidad Autónoma del Estado de México, bajo el número de registro CEICIEAO-2021-013.



6.8 Análisis estadístico

Los datos se plasmaron en un instrumento de recolección de datos (Anexos) y fueron trasladados al programa estadístico Origin Pro V. 8.5 codificándose en tablas y figuras. Los datos se analizaron utilizando la prueba *t* de Student para la comparación de los grupos.



7. Resultados



The Journal of Endodontics
To: Adriana Alicia Cabrera Ortega >

2:22 PM

Submission Confirmation for Effects of non-thermal plasma on the debonding resistance of fiberglass posts in vitro: a pilot study.

*** External email: use caution ***

Dear Dr. CABRERA ORTEGA,

Your submission entitled "Effects of non-thermal plasma on the debonding resistance of fiberglass posts in vitro: a pilot study." has been received by the Journal of Endodontics.

You will be able to check on the progress of your paper by logging on to the Journal of Endodontics web site as an author.

The URL is <https://www.editorialmanager.com/joe/>.



8. Discusión

El éxito de los tratamientos asistidos con postes de fibra de vidrio está relacionado con el procedimiento adhesivo óptimo. Sin embargo, debido a las características anatómicas del conducto radicular y las propiedades de la dentina, el protocolo de adhesión de estas restauraciones se ve aún más comprometido. En este contexto, con el desarrollo de este estudio se evaluó el efecto del plasma no térmico en la resistencia al descementado de postes de fibra de vidrio ya que la fuerza de unión de un material a la dentina indica la magnitud real de la adhesión en la interfase adhesiva. ⁽⁸⁰⁾

Previamente, los plasmas atmosféricos han mostrado mejoras en la adhesión dentinaria debido a las modificaciones fisicoquímicas que provocan en las superficies de los sustratos. ^(75, 77)

En este trabajo, el análisis de la fuerza de unión mostró que el plasma influyó positivamente en la resistencia al descementado del poste a la dentina. Estos resultados concuerdan con los de las investigaciones de Moradi *et al.* ⁽⁸¹⁾, Ritts *et al.* ⁽⁶⁹⁾ y Xiaoqing Dong *et al.* ⁽⁷⁸⁾

Se utilizó un análisis de patrón de fallas para determinar en qué interfaz se produjo la separación. Se ha reportado que clínicamente la falla adhesiva (dentina-cemento) es la más común, por lo que se considera la más sensible y donde se encuentra la mayor concentración de tensiones. ⁽⁴⁾ En este trabajo, la falla mixta fue la más prevalente. Al mismo tiempo, la falla adhesiva disminuyó en el grupo experimental, al igual que en las investigaciones de Ritts *et al.* ⁽⁶⁹⁾ y Xiaoqing Dong *et al.* ⁽⁷⁸⁾ De estos hallazgos se pudo deducir que la aplicación de plasma no térmico sobre la dentina sí mejoró la interacción entre el sistema adhesivo y el sustrato; justo en la interfaz donde ocurren fallas adhesivas y para las cuales ocurrieron en menor número.

Para este estudio se utilizó un sistema de cementación autoadhesivo porque la técnica es menos sensible en comparación con los sistemas de cuarta o quinta generación. ⁽⁸²⁾ Es decir, debido a que estos sistemas no requieren de una serie de pasos para ser realizados dentro del conducto radicular, eliminamos posibles variables que representen un sesgo en el estudio. Además, el mecanismo de estos sistemas es la



interacción química de los monómeros con los minerales del sustrato. ⁽³⁴⁾ Entonces, las modificaciones químicas en la superficie de la dentina por parte del plasma podrían reforzar esta interacción, con base en lo informado por Silva *et al.* ⁽⁷⁴⁾ y Valverde *et al.* ⁽⁸³⁾, quienes demostraron que la dentina y el esmalte tratados con PNTPA exhibieron señales minerales más prominentes, incluidos Ca y P, justo donde actúan los sistemas autoadhesivos.

Por otro lado, Dong *et al.* ⁽⁷⁸⁾ reportaron que 30 s de tratamiento PNTPA, que fue el tiempo de aplicación en este estudio, causaron una apertura parcial de los túbulos dentinarios, consecuentemente, aumentando significativamente la penetración de los adhesivos de autograbado en la dentina.

La evaluación por tercios radiculares mostró cambios significativos solo en el tercio cervical. Esto probablemente se deba a que el PNTPA penetró solo unos pocos milímetros en la dirección apical. Además, el dispositivo utilizado era una aguja de plasma con una punta más grande que la entrada al canal radicular, por lo que era imposible introducirla en él. Otra posible causa es el voltaje y caudal volumétrico del gas utilizado en este trabajo, los cuales fueron suficientes para lograr cambios en la adherencia del tercio cervical pero no en el tercio medio. El gas utilizado para esta metodología fue helio, el cual ha sido utilizado previamente y demostró su capacidad para mejorar la adhesión a los sustratos dentales. ⁽⁷⁵⁾

En este estudio encontramos varias limitaciones; al tratarse de un estudio *in vitro*, las condiciones de los sustratos después del almacenamiento podrían influir en los resultados. No evaluamos el cambio en la rugosidad de la superficie o los cambios químicos. Nuestro principal objetivo ha sido comprobar el aumento de la resistencia al descementado de postes de fibra de vidrio y evaluar las variables que intervienen en dicho hallazgo.

Con más estudios, consideramos importante evaluar los cambios químicos y físicos en la dentina. Sobre todo, unificar la metodología de tratamiento con plasma no térmico sobre sustratos dentales en cuanto al tipo de dispositivo de aplicación del plasma, potencia, tipo de gas, caudal suficiente, entre otros, ya que los trabajos realizados



hasta el momento muestran una variabilidad significativa en su metodología. Con más investigación y un protocolo, se puede apoyar el uso de plasma en la clínica.

9. Conclusiones

El tratamiento con plasma no térmico demostró una mayor fuerza de adhesión que el grupo de control.

El voltaje y caudal del gas utilizado en este estudio fue suficiente para lograr cambios en la adherencia del tercio cervical, pero no fue significativo en el tercio más apical.

El tipo de falla adhesiva más prevalente fue el mixto, seguido del tipo adhesivo, por lo que la interacción entre el adhesivo y el sustrato fue mayor que en el grupo control.



10. Referencias

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 1955;34(6):849-53.
2. Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *Journal of dental research*. 2005;84:118-32.
3. Liu Y, Liu Q, Yu QS, Wang Y. Nonthermal Atmospheric Plasmas in Dental Restoration. *Journal of dental research*. 2016;95(5):496-505.
4. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Influence of surface pretreatment of fiber posts on cement delamination. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(9):901-7.
5. Sabatini C, Pashley DH. Mechanisms regulating the degradation of dentin matrices by endogenous dentin proteases and their role in dental adhesion. A review. *Am J Dent*. 2014;27(4):203-14.
6. Perdigão J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental clinics of North America*. 2002;46(2):277-301, vi.
7. Beust TB. Physiologic changes in the dentin. *Journal of dental research*. 1931;11(2):267-75.
8. Armstrong SR, Vargas MA, Chung I, Pashley DH, Campbell JA, Laffoon JE, et al. Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage. *Operative dentistry*. 2004;29(6):705-12.
9. Han GJ, Chung SN, Chun BH, Kim CK, Oh KH, Cho BH. Effect of the applied power of atmospheric pressure plasma on the adhesion of composite resin to dental ceramic. *The journal of adhesive dentistry*. 2012;14(5):461-9.
10. Bogaerts A, Neyts E, Gijbels R, van der Mullen J. Gas discharge plasmas and their applications. *Spectrochimica Acta Part B: Atomic Spectroscopy*. 2002;57(4):609-58.
11. Lackmann JW, Bandow JE. Inactivation of microbes and macromolecules by atmospheric-pressure plasma jets. *Applied microbiology and biotechnology*. 2014;98(14):6205-13.
12. Moreau M, Orange N, Feuilloy MG. Non-thermal plasma technologies: new tools for bio-decontamination. *Biotechnology advances*. 2008;26(6):610-7.
13. Langmuir I. Oscillations in Ionized Gases. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1928;14(8):627-37.
14. Goree J, Liu B, Drake D, Stoffels E. Killing of *S. mutans* Bacteria Using a Plasma Needle at Atmospheric Pressure. *IEEE Transactions on Plasma Science*. 2006;34(4):1317-24.
15. Hertel M, Schwill-Engelhardt J, Gerling T, Weltmann K-D, M Imiolczyk S, Hartwig S, et al. Antibacterial efficacy of plasma jet, dielectric barrier discharge, chlorhexidine, and silver diamine fluoride varnishes in caries lesions 2018.
16. Gherardi M, Tonini R, Colombo V. Plasma in Dentistry: Brief History and Current Status. *Trends in biotechnology*. 2018;36(6):583-5.



17. Simoncelli E, Barbieri D, Laurita R, Liguori A, Stancampiano A, Viola L, et al. Preliminary investigation of the antibacterial efficacy of a handheld Plasma Gun source for endodontic procedures 2015.
18. Lee JH, Jeong WS, Seo SJ, Kim HW, Kim KN, Choi EH, et al. Non-thermal atmospheric pressure plasma functionalized dental implant for enhancement of bacterial resistance and osseointegration. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2017;33(3):257-70.
19. Nam SH, Lee HJ, Hong JW, Kim GC. Efficacy of nonthermal atmospheric pressure plasma for tooth bleaching. *TheScientificWorldJournal*. 2015;2015:581731.
20. Zhang Y, Xiong Y, Xie P, Ao X, Zheng Z, Dong X, et al. Non-thermal plasma reduces periodontitis-induced alveolar bone loss in rats. *Biochemical and biophysical research communications*. 2018;503(3):2040-6.
21. Lee J-H, Choi E-H, Kim K-M, Kim K-N. Effect of non-thermal air atmospheric pressure plasma jet treatment on gingival wound healing 2016. 075402 p.
22. Swift EJ, Jr., Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1995;26(2):95-110.
23. Marmur A. Adhesion and wetting in an aqueous environment: theoretical assessment of sensitivity to the solid surface energy. *Langmuir : the ACS journal of surfaces and colloids*. 2004;20(4):1317-20.
24. Comyn J. Contact angles and adhesive bonding. *International Journal of Adhesion and Adhesives*. 1992;12(3):145-9.
25. Tani C, Manabe A, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. Contact Angle of Dentin Bonding Agents on the Dentin Surface. *Dental materials journal*. 1996;15(1):39-44,72.
26. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of dentistry*. 1997;25(5):355-72.
27. de Ferraris MEG, Muñoz AC. *Histología, Embriología E Ingeniería Tisular: Editorial Médica Panamericana; 2009*.
28. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1972;34(4):661-70.
29. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(3):211-22.
30. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European journal of oral sciences*. 2004;112(4):353-61.
31. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, et al. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *Journal of endodontics*. 2005;31(12):891-4.
32. Breschi L, Mazzoni A, De Stefano Dorigo E, Ferrari M. Adhesion to intraradicular dentin: a review. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2009;23(7-8):1053-83.



33. Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Operative dentistry*. 1992;Suppl 5:137-50.
34. Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Operative dentistry*. 2005;30(5):627-35.
35. Bitter K, Hambarayan A, Neumann K, Blunck U, Sterzenbach G. Various irrigation protocols for final rinse to improve bond strengths of fiber posts inside the root canal. *European journal of oral sciences*. 2013;121(4):349-54.
36. Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppim-Rontani RM. Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. *Journal of dentistry*. 2009;37(12):903-8.
37. Ozturk B, Ozer F. Effect of NaOCl on bond strengths of bonding agents to pulp chamber lateral walls. *Journal of endodontics*. 2004;30(5):362-5.
38. Duque JA, Duarte MA, Canali LC, Zancan RF, Vivan RR, Bernardes RA, et al. Comparative Effectiveness of New Mechanical Irrigant Agitating Devices for Debris Removal from the Canal and Isthmus of Mesial Roots of Mandibular Molars. *Journal of endodontics*. 2017;43(2):326-31.
39. Fehr FR, Ostby NB. Effect of EDTAC and sulfuric acid on root canal dentine. *Oral surg*. 1963;16(2):199-205.
40. Aranda-Garcia AJ, Kuga MC, Vitorino KR, Chávez-Andrade GM, Duarte MA, Bonetti-Filho I, et al. Effect of the root canal final rinse protocols on the debris and smear layer removal and on the push-out strength of an epoxy-based sealer. *Microsc Res Tech*. 2013;76(5):533-7.
41. Bohrer TC, Fontana PE, Wandscher VF, Morari VHC, Dos Santos SS, Valandro LF, et al. Endodontic Sealers Affect the Bond Strength of Fiber Posts and the Degree of Conversion of Two Resin Cements. *The journal of adhesive dentistry*. 2018;20(2):165-72.
42. Carvalho CN, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD, Reis A. Effect of ZOE temporary restoration on resin-dentin bond strength using different adhesive strategies. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2007;19(3):144-52; discussion 53.
43. Demiryürek EO, Külünk S, Yüksel G, Saraç D, Bulucu B. Effects of three canal sealers on bond strength of a fiber post. *Journal of endodontics*. 2010;36(3):497-501.
44. Davis ST, O'Connell BC. The effect of two root canal sealers on the retentive strength of glass fibre endodontic posts. *Journal of oral rehabilitation*. 2007;34(6):468-73.
45. Boone KJ, Murchison DF, Schindler WG, Walker WA, 3rd. Post retention: the effect of sequence of post-space preparation, cementation time, and different sealers. *Journal of endodontics*. 2001;27(12):768-71.
46. Soares IMV, Crozeta BM, Pereira RD, Silva RG, da Cruz-Filho AM. Influence of endodontic sealers with different chemical compositions on bond strength of the resin cement/glass fiber post junction to root dentin. *Clinical oral investigations*. 2020;24(10):3417-23.



47. Qualtrough AJ, Chandler NP, Purton DG. A comparison of the retention of tooth-colored posts. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2003;34(3):199-201.
48. Zicari F, Coutinho E, Scotti R, Van Meerbeek B, Naert I. Mechanical properties and micro-morphology of fiber posts. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(4):e45-52.
49. Baba NZ, Golden G, Goodacre CJ. Nonmetallic prefabricated dowels: a review of compositions, properties, laboratory, and clinical test results. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2009;18(6):527-36.
50. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(4):412-7.
51. Monticelli F, Osorio R, Sadek FT, Radovic I, Toledano M, Ferrari M. Surface treatments for improving bond strength to prefabricated fiber posts: a literature review. *Operative dentistry*. 2008;33(3):346-55.
52. Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-year results. *The International journal of prosthodontics*. 2007;20(3):293-8.
53. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2006;22(7):602-9.
54. Tian Y, Mu Y, Setzer FC, Lu H, Qu T, Yu Q. Failure of fiber posts after cementation with different adhesives with or without silanization investigated by pullout tests and scanning electron microscopy. *Journal of endodontics*. 2012;38(9):1279-82.
55. Bitter K, Noetzel J, Neumann K, Kielbassa AM. Effect of silanization on bond strengths of fiber posts to various resin cements. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2007;38(2):121-8.
56. Bitter K, Meyer-Lückel H, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. Bond strengths of resin cements to fiber-reinforced composite posts. *Am J Dent*. 2006;19(3):138-42.
57. Radovic I, Monticelli F, Cury AH, Bertelli E, Vulicevic ZR, Ferrari M. Coupling of composite resin cements to quartz fiber posts: a comparison of industrial and chairside treatments of the post surface. *The journal of adhesive dentistry*. 2008;10(1):57-66.
58. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 2008;39(2):117-29.
59. Sabatini C, Patel SK. Matrix metalloproteinase inhibitory properties of benzalkonium chloride stabilizes adhesive interfaces. *European journal of oral sciences*. 2013;121(6):610-6.
60. Thitthaweerat S, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Effect of waiting interval on chemical activation mode of dual-cure one-step self-etching adhesives on bonding to root canal dentin. *Journal of dentistry*. 2012;40(12):1109-18.



61. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *Journal of dental research*. 2008;87(12):1122-6.
62. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of endodontics*. 2004;30(5):289-301.
63. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(5):479-84.
64. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17(3):357-63.
65. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *The journal of adhesive dentistry*. 2003;5(4):267-82.
66. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *The journal of adhesive dentistry*. 2008;10(4):251-8.
67. Takamatsu T, Uehara K, Sasaki Y, Hidekazu M, Matsumura Y, Iwasawa A, et al. Microbial Inactivation in the Liquid Phase Induced by Multigas Plasma Jet. *PLoS One*. 2015;10(7):e0132381.
68. Lunov O, Zablotskii V, Churpita O, Lunova M, Jirsa M, Dejneka A, et al. Chemically different non-thermal plasmas target distinct cell death pathways. *Scientific Reports*. 2017;7(1):600.
69. Ritts AC, Li H, Yu Q, Xu C, Yao X, Hong L, et al. Dentin surface treatment using a non-thermal argon plasma brush for interfacial bonding improvement in composite restoration. *European journal of oral sciences*. 2010;118(5):510-6.
70. Cha S, Park Y-S. Plasma in dentistry. *Clin Plasma Med*. 2014;2(1):4-10.
71. Zhu XM, Qi X, Li DL, Zhang YW, Li HP, Tan JG. Effect of a novel cold atmospheric plasma jet treatment with different temperatures on resin-dentin bonding. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2019;51(1):43-8.
72. Zhang Y, Yu Q, Wang Y. Non-thermal atmospheric plasmas in dental restoration: improved resin adhesive penetration. *Journal of dentistry*. 2014;42(8):1033-42.
73. Naga AAE, Yousef M, Ramadan R, Fayez Bahgat S, Alshawwa L. Does the use of a novel self-adhesive flowable composite reduce nanoleakage? *Clin Cosmet Investig Dent*. 2015;7:55-64.
74. Silva NR, Coelho PG, Valverde GB, Becker K, Ihrke R, Quade A, et al. Surface characterization of Ti and Y-TZP following non-thermal plasma exposure. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2011;99(1):199-206.
75. Lehmann A, Rueppell A, Schindler A, Zylla I-M, Seifert HJ, Nothdurft F, et al. Modification of Enamel and Dentin Surfaces by Non-Thermal Atmospheric Plasma. *Plasma Processes and Polymers*. 2013;10(3):262-70.
76. Teixeira HS, Coelho PG, Duarte S, Janal MN, Silva N, Thompson VP. Influence of atmospheric pressure plasma treatment on mechanical properties of enamel and



sealant bond strength. Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials. 2015;103(5):1082-91.

77. Chen M, Zhang Y, Sky Driver M, Caruso AN, Yu Q, Wang Y. Surface modification of several dental substrates by non-thermal, atmospheric plasma brush. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2013;29(8):871-80.

78. Dong X, Li H, Chen M, Wang Y, Yu Q. Plasma treatment of dentin surfaces for improving self-etching adhesive/dentin interface bonding. Clin Plasma Med. 2015;3(1):10-6.

79. Duarte Santos Lopes L, da Silva Pedrosa M, Beatriz Melo Oliveira L, Maria da Silva Costa S, Aguiar Santos Nogueira Lima L, Lucisano Botelho do Amaral F. Push-out bond strength and failure mode of single adjustable and customized glass fiber posts. The Saudi dental journal. 2021;33(8):917-22.

80. Ramos A, Garcia Belizário L, Venção AC, Fagundes Jordão-Basso KC, de Souza Rastelli AN, de Andrade MF, et al. Effects of Photodynamic Therapy on the Adhesive Interface of Fiber Posts Cementation Protocols. Journal of endodontics. 2018;44(1):173-8.

81. Moradi A, Hasani Tabatabaei M, Hashemi Kamangar S, Valizadeh S. Effect of Dentin Surface Treatment Using a Non-Thermal Argon Plasma Brush on the Bond Strength of a Self-Adhesive Resin Composite. JIDAI. 2019;31(1):1-7.

82. Skupien JA, Sarkis-Onofre R, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. Brazilian oral research. 2015;29.

83. Valverde GB, Coelho PG, Janal MN, Lorenzoni FC, Carvalho RM, Thompson VP, et al. Surface characterisation and bonding of Y-TZP following non-thermal plasma treatment. Journal of dentistry. 2013;41(1):51-9.



11. Anexos

Consentimiento informado

Toluca, Estado de México, 18 de noviembre de 2020

Se me ha informado sobre las implicaciones de la realización del proyecto y de las posibles aportaciones que podría generar en el ámbito del conocimiento de la Odontología, he comprendido toda la información del presente documento, me han sido aclaradas todas mis dudas sobre el mismo. Así mismo doy autorización para que se utilice la información que he proporcionado y de mi participación en la investigación para publicación científica, con la garantía de protección de mis datos personales.

EL MÉDICO ME HA PERMITIDO REALIZAR LAS OBSERVACIONES Y ME HA ACLARADO TODAS LAS DUDAS QUE HE PLANTEADO, POR ELLO MANIFIESTO QUE ESTOY SATISFECHO (A) CON LA INFORMACIÓN RECIBIDA, Y QUE COMPRENDO EL ALCANCE Y LOS RIESGOS DEL ACTO MÉDICO Y EN TALES CONDICIONES CONSIENTO QUE SE ME REALICE EL PROCEDIMIENTO, ASÍ COMO LA UTILIZACIÓN DEL MATERIAL OBTENIDO (DIENTES) CON FINES ACADÉMICOS Y DE INVESTIGACIÓN.

En Toluca, Estado de México a _____ del mes de _____ del año _____.

Nombre del paciente

Nombre del Investigador

Testigos

Nombre y firma

Nombre y firma



Instrumento de medición

Grupo:				Fecha:			
MUESTRA		MUESTRA		MUESTRA		MUESTRA	
Altura		Altura		Altura		Altura	
Newton		Newton		Newton		Newton	
1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+
	r-		r-		r-		r-
1/3 medio	R+	1/3 medio	R+	1/3 medio	R+	1/3 medio	R+
	r-		r-		r-		r-
Altura		Altura		Altura		Altura	
Newton		Newton		Newton		Newton	
MUESTRA		MUESTRA		MUESTRA		MUESTRA	
Altura		Altura		Altura		Altura	
Newton		Newton		Newton		Newton	
1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+
	r-		r-		r-		r-
1/3 medio	R+	1/3 medio	R+	1/3 medio	R+	1/3 medio	R+
	r-		r-		r-		r-
Altura		Altura		Altura		Altura	
Newton		Newton		Newton		Newton	
MUESTRA		MUESTRA		MUESTRA		MUESTRA	
Altura		Altura		Altura		Altura	
Newton		Newton		Newton		Newton	
1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+
	r-		r-		r-		r-
1/3 medio	R+	1/3 medio	R+	1/3 medio	R+	1/3 medio	R+
	r-		r-		r-		r-
Altura		Altura		Altura		Altura	
Newton		Newton		Newton		Newton	
MUESTRA		MUESTRA		MUESTRA		MUESTRA	
Altura		Altura		Altura		Altura	
Newton		Newton		Newton		Newton	
1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+	1/3 cervical	R+
	r-		r-		r-		r-
1/3 medio	R+	1/3 medio	R+	1/3 medio	R+	1/3 medio	R+
	r-		r-		r-		r-
Altura		Altura		Altura		Altura	
Newton		Newton		Newton		Newton	