



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE MÉXICO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y ESTUDIOS AVANZADOS
EN ODONTOLOGÍA
“DR. KEISABURO MIYATA”**

**“Microdureza del esmalte de primeros premolares tratados con
plasma no térmico: estudio piloto”**

PROYECTO TERMINAL

**QUE PARA OBTENER EL DIPLOMA DE:
ESPECIALISTA EN ORTODONCIA**

**PRESENTA:
C.D. JORGE ALBERTO JIMÉNEZ MONGE**

**DIRECTORA:
DRA. EN C.S. EDITH LARA CARRILLO**

**CO-DIRECTORES:

DR. VÍCTOR HUGO TORAL RIZO

DR. RÉGULO LÓPEZ CALLEJAS**

TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO, ABRIL DE 2021



ÍNDICE

1.- INTRODUCCIÓN	1
2.-MARCO TEÓRICO	2
2.1 Esmalte	2
2.1.1. Componentes y Características histoquímicas	2
2.1.2. Propiedades físicas	4
2.1.3. Unidades estructurales secundarias	5
2.2 Plasma	7
2.3 Microdureza	11
3.- Planteamiento del problema	13
4.- JUSTIFICACIÓN	14
5.- HIPÓTESIS	15
Hipótesis de trabajo:	15
Hipótesis nula:	15
6.- OBJETIVOS	16
6.1.- Objetivo general:	16
6.2.- Objetivos específicos:	16
7.- MATERIAL Y MÉTODOS	17
7.1 Muestra	17
7.2 Criterios de inclusión y exclusión	17
7.2.1 Inclusión:	17
7.2.2 Exclusión:	18
7.3 Operacionalización de las variables	19
7.4 Procedimiento	20
7.5 Implicaciones Bioéticas	24
7.6 Análisis estadístico	24
8.- RESULTADOS	25
9.- DISCUSIÓN	27
10.- CONCLUSIONES	29
11.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	30
12.- ANEXOS	36

1.- INTRODUCCIÓN

Para el odontólogo de práctica general, así como para el ortodoncista la situación superficial del esmalte es de suma importancia puesto que al ser la primera capa de protección de los órganos dentarios es la más susceptible a recibir daños estructurales.

Es por esto que desde las primeras investigaciones en odontología sobre el flúor realizadas por Frederick McKay en 1901 se han implementado diversas maneras de poder fomentar un intercambio del tipo iónico en el esmalte para favorecer su resistencia a agentes nocivos como son los ácidos, agresiones físicas, desgastes fisiológicos etc¹.

Actualmente con los avances tecnológicos en el área de bioingeniería y el desarrollo de máquinas como las emisoras de plasma no térmico, se dispone de técnicas novedosas para fomentar este intercambio iónico y se han utilizado como catalizadores de los biomateriales ya presentes en el mercado desde hacía ya varias décadas².

Esto es lo que nos lleva a hacer una investigación más a fondo de lo que estas nuevas tecnologías pueden hacer por sí solas en el órgano dentario y descubrir si tienen efectos favorables sin necesidad de utilizar algún material de fondo pudiendo ser una nueva ventana de oportunidad en la práctica clínica odontológica.

Por lo anteriormente descrito es que el principal objetivo de esta investigación fue determinar la microdureza del esmalte en primeros premolares superiores e inferiores después de haber sido expuestos al plasma no térmico a través de un estudio piloto.

2.-MARCO TEÓRICO

2.1 Esmalte

El desarrollo de los órganos dentarios en mamíferos pasa por estadios clásicos los cuales son nombrados de acuerdo a su forma en el epitelio dental en secciones frontales: brote (botón o yema), capuchón (casquete o caperuza), estadio de campana³⁻⁴.

El estadio de capuchón y campana son normalmente conocidos como órgano del esmalte ya que las células encargadas de la formación del tejido adamantino (ameloblastos) se diferencian en estas etapas^{4,5}.

El tejido adamantino de los órganos dentarios se considera es el más duro de todo cuerpo humano y se encuentra recubriendo la dentina y la pulpa dental, cuya función es protegerlos de daños mecánicos, erosión por ácidos y ataques por bacterias⁴⁻⁶.

A diferencia de otros biominerales el esmalte es un tejido mineralizado no vivo y carece de la capacidad de regenerarse, auto repararse o remodelarse⁶.

2.1.1. Componentes y Características histoquímicas

La gran dureza del tejido adamantino es gracias a su estructura de millones de prismas o varillas, las cuales tienen una alta mineralización y se encuentran a lo largo de su espesor⁴.

El esmalte bien constituido carece de células y de prolongaciones celulares y es por esto que no es considerado como un tejido, en su lugar se describe como sustancia extracelular altamente mineralizada. Las agrupaciones celulares encargadas de su

génesis (ameloblastos) no permanecen inmersas en el tejido. Es por esto que el esmalte es completamente acelular, carece de vascularización y de inervación⁴.

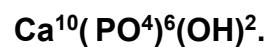
La estructura adamantina está constituida por matriz inorgánica en un 96%, 1-2% de elementos orgánicos y 3% de agua⁴⁻⁶.

Los elementos orgánicos del esmalte corresponden principalmente a un complejo de multiagregados polipéptidicos. Una gran variedad de autores ha descrito la existencia de diversas proteínas con propiedades y peso molecular diferentes⁴.

Las diversas proteínas existentes en la estructura orgánica del esmalte, ya sean en mayor o menor medida, son:

- amelogeninas
- enamelinas
- ameloblastinas
- tuftelinas

La matriz inorgánica está estructurada a base de sales minerales, estas sales minerales son básicamente fosfatos y carbonato. Estas sales se organizan a manera de apatita que corresponde a la siguiente fórmula genérica⁴.



La estructura mineral se conforma principalmente por los llamados cristales de hidroxiapatita. Estos cristales tienen tamaño nanométrico de ~25 nm de espesor y ~100 nm de ancho, los cuales se entrelazan para formar estructuras alargadas muy parecidas a fibras con un diámetro de unos 4-8 nm, a las que se les conocen como prismas y se prolongan desde la unión amelodentinaria hasta la superficie⁴.

2.1.2. Propiedades físicas

Dureza: se define como la resistencia que presenta una superficie a la indentación permanente o a sufrir modificaciones físicas ocasionadas por presión. La dureza del esmalte se disminuye desde la superficie, y de manera gradual, a la conexión amelodentinaria debido al grado de mineralización⁴⁻⁵.

Existen estudios en los que se establece que los valores de dureza del tejido adamantino en órganos dentarios permanentes oscilan entre 3,1 y 4,7 GPa⁶⁻⁸.

Es importante mencionar que la existencia de diferencias significativas entre los valores reportados en los diferentes estudios depende en parte de las características anisotrópicas (las propiedades físicas y mecánicas varían según la orientación de los prismas de hidroxiapatita) del material. Esto es ya que dependiendo del sentido que se dispongan los prismas de hidroxiapatita, el comportamiento mecánico cambia y sus propiedades varían⁸.

Elasticidad: debido a las disminuidas cantidades de agua y matriz orgánica que posee se ve muy disminuida. Esto lo vuelve en un elemento muy frágil a pesar de ser la más dura del cuerpo humano⁴.

Color: el tejido adamantino es translúcido, esto hace que su color varié entre un blanco-amarillento y un blanco-grisáceo. Sin embargo estos colores no son propios si no que dependen de la dentina subyacente⁴.

La translucidez del esmalte se puede adjudicar a las variaciones en el grado de mineralización y la paridad del esmalte^{3,4}.

Permeabilidad: la permeabilidad del esmalte casi nula, sin embargo, tiene características de semipermeabilidad lo que permite el paso de líquidos y algunos iones presentes en la cavidad oral como son los iones de calcio y flúor a lo que se le conoce como remineralización⁴.

Existen estudios sobre la permeabilidad del esmalte en el que se incrementa por medio de agentes químicos o por exposición por plasma para incrementar la permeabilidad del esmalte, obteniendo una superficie más hidrofílica lo que favorece el paso de materiales adhesivos incrementado la resistencia al descementado de los mismos⁵⁻⁸.

2.1.3. Unidades estructurales secundarias

Estas estructuras tienen su origen de manera secundaria de las unidades estructurales primarias del esmalte (cristales de hidroxiapatita y materia orgánica). Se considera que son el resultado de diversas características: la diferencia en el nivel de mineralización, los cambios en la dirección de los prismas de hidroxiapatita y la relación entre el esmalte y la dentina. Se enumeran 4 unidades estructurales secundarias:

Estrías de Retzius: también se les conoce como líneas incrementales y se organizan a manera de bandas parduscas en los cortes por desgaste del esmalte. Demuestran la aposición incremental y progresiva de capas de tejido durante la formación de la corona⁵.

Estas estrías pueden compararse con los anillos de crecimiento que se ven en el corte transversal de un árbol. El término “líneas incrementales” es apropiado para designar estas estructuras, ya que las mismas reflejan variaciones en la estructura y mineralización que se producen durante el crecimiento del esmalte^{4,5}.

Las estructuras que forman las estrías de retzius se le conocen como “periquimatas y la “línea neonatal” o líneas de “Rushton Orban”. Las perequimatas son abultamientos transversales, similares a rodetes, que se asume son las manifestaciones externas de las líneas incrementales y se encuentran principalmente a nivel cervical de las caras vestibulares de los órganos dentarios. La línea neonatal es la línea más sobresaliente de todas las estrías de retzius y esta coincide con el nacimiento. Esto se debe a que los dientes deciduos se forman en parte antes del nacimiento y en parte después^{5,6}.

Penachos adamantinos o de Linderer: estos penachos son elementos muy similares a las microfisuras del tejido adamantino y también se han comparado con las fallas geológicas. Se distribuyen en el tercio interno del esmalte y se dispersan desde la unión amelodentinaria equiparándose a la forma de los arbustos⁵.

Se ha asumido que los penachos se originan en el desarrollo a causa de cambios abruptos en la orientación de los prismas del esmalte y que están constituidos, principalmente, por tejido con una pobre mineralización, irregular y abundante en proteínas del esmalte⁷.

Bandas de Hunter-Schereger: son cintas claras y oscuras alternadas de anchos variables que se pueden observar mejor en un corte longitudinal por desgaste con luz reflectada. Estas bandas son originadas por modificaciones en el sentido de los prismas, la cual se da de manera adaptativa para evitar fracturas por la influencia de las fuerzas masticatorias (en sentido axial)⁵.

Esmalte nudoso: se refiere a una zona del esmalte que se localiza en las cúspides del mismo y se conforma principalmente de una compleja red de prismas adamantinos⁵.

El entrecruzamiento de los prismas es una característica que aumenta la resistencia de los prismas, pues se encuentra en las superficies más expuestas a la masticación. Su formación se debe a que los ameloblastos, a lo largo de la amelogénesis, se mueven de manera irregular hacia la periferia⁵.

2.2 Plasma

El plasma se cataloga como el cuarto estado de la materia, fue descubierto por el físico británico Sir William Crookes en 1879, pero el término plasma fue propuesto por Irving Langmuir, químico americano, en 1929⁸⁻¹⁰.

William Crookes, físico inglés, basaba algunos experimentos en descargas eléctricas en gases, percibió que el gas en donde se aplicaba la descarga actuaba de manera distinta que un gas común y fue así como sugirió la existencia de un nuevo estado al cual llamó el “cuarto estado de la materia”¹⁰.

En 1923, el químico estadounidense Irving Langmuir inicio su investigación acerca de las descargas eléctricas en los gases; por primera vez en 1929 utilizo la palabra plasma, esto fue en el reporte de una investigación que efectuaba junto al científico estadounidense, Levy Tonks, para así poder detallar una nube rojiza de electrones que apreciaba oscilar en el interior del gas al momento de la descarga. Esta nube de electrones resplandecía y se desplazaba con una consistencia gelatinosa que le recordó al plasma de la sangre¹⁰.

El primero en percatarse de la desunión de plasmas de distintas densidades, temple o fuerzas magneticas fue el físico Langmuir¹².

El físico Lev Landau, en 1936, elaboro la teoría estadística que describe el plasma y en 1942, el científico sueco Hannes Alfvén expuso las formulas que describen el

movimiento de un fluido eléctrico cuando se encuentra en presencia de campos magnéticos¹⁰.

Tiempo después, Landau detalló de forma matemática la interacción que existe entre las ondas y partículas del plasma. Esto es fundamental para el entendimiento de los plasmas térmicos presentes en las estrellas como en el laboratorio. Se piensa que la física de plasmas moderna se originó basándose en estas investigaciones^{11,12}.

A pesar de que la aplicación de la tecnología de plasma se ha vuelto muy popular en diversos campos, no es completamente claro cuándo fue la primera vez que se utilizó en el campo de la odontología. Esto se debe probablemente a que el plasma se ha utilizado en diversas investigaciones de diversos campos lo que vuelve muy complicado su identificación exacta. Sin embargo, se cree que Eva Stoffles desarrolló la primera investigación con un enfoque hacia un posible tratamiento terapéutico y por lo tanto una puerta abierta para la odontología¹².

Al plasma se le ha considerado como el cuarto estado de la materia ya que, en términos generales, es equivalente a un estado de mayor energía. Una sustancia que este lo suficientemente fría se encontrara en un estado sólido, esto quiere decir que posee una forma específica e internamente sus átomos se encuentran firmemente unidos. Al aumentar la temperatura de dicha sustancia se va debilitando la unión de sus átomos y esta pasa a un estado líquido. Si se continúa aumentando la temperatura de la sustancia sus átomos pueden llegar a liberarse en su totalidad y así pasaría a un estado de gas^{12,13}.

Si se incrementara aún más la temperatura de la sustancia se produce un nuevo cambio, ahora ya en el interior de los átomos, y estos empiezan a separarse de sus electrones, esto quiere decir que, se ionizan y se produce un plasma ¹³.

Proporcionalmente al incremento de la temperatura del material, la velocidad del movimiento de sus átomos incrementa y esto ocasiona que choquen unos con otros con mucha tribulación ocasionando la separación de algunos de sus electrones más distantes, dejando así los átomos ionizados y unos cuantos electrones libres. A una temperatura mayor de los 10,000 grados Kelvin (°K), cualquier sustancia ya se considera un plasma¹⁰⁻¹³.

A pesar de esto, para alcanzar el estado de plasma no es completamente necesario utilizar altas temperaturas. Es posible que se produzcan plasmas a través de descargas eléctricas; si a un gas común se le aplica una carga eléctrica con suficiente potencia se pueden desprender cierto número de sus electrones orbitales, dejando sus átomos ionizados y ciertos de sus electrones libres. Estos electrones se aceleran a causa de la descarga eléctrica y colisionaran con otros átomos, provocando desprendimiento de unos de sus electrones, y de esta manera continuara el proceso de manera cíclica. Todo este proceso de la ionización de un gas común ocasionado por una carga eléctrica es un típico caso de creación de un plasma. Estos plasmas son producidos de manera natural como en los relámpagos o de igual manera de producen de forma artificial en las luminarias fluorescentes y los focos de neón¹⁴.

Como el estado de la materia más común, el plasma, representa el 99% del universo visible; el plasma es un conjunto de partículas libres. Una vez que los electrones son liberados de los átomos y moléculas, esas partículas cambian de estado y se convierten en plasma. Los plasmas son naturalmente energéticos ya que el estar liberando electrones utiliza un flujo de energía constante. Si la energía se disipa los electrones se unen nuevamente y el plasma regresa a su forma de gas ¹⁴.

A diferencia del resto de los estados de la materia, el plasma puede existir en un amplio rango de temperaturas sin cambiar sus propiedades. Con base en las temperaturas de los electrones, iones y neutrones los plasmas se clasifican como térmicos y no térmicos. Los plasmas térmicos presentan sus electrones y partículas

pesadas a la misma temperatura. Por el otro lado, los plasmas no térmicos tienen sus iones y neutrones a una temperatura más baja¹⁴⁻¹⁷.

En los plasmas de baja temperatura, la temperatura de los iones está cerca de la temperatura ambiente, mientras que la temperatura de los electrones está en el orden de unos cuantos centígrados de tal manera que estos electrones fortalecen el plasma a través de la formación de diferentes estados y la influencia directa de la ionización de electrones. Además, los electrones de alta temperatura pueden separar gases moleculares como el oxígeno y el nitrógeno, generándose especies reactivas de oxígeno como¹⁷⁻²⁰:

- Oxígeno atómico (O_2).
- Superóxido (O_2^-)
- Ozono (O_3)
- Radical hidroxilo (OH)
- Peróxido de Hidrógeno (H_2O_2)
- Trióxido de Nitrógeno (NO_3)
- Óxido Nitroso (N_2O)
- Óxido de Nitrógeno (N_2O_4)

2.3 Microdureza

La dureza del tejido dental está determinada por su composición orgánica, y se le denomina así a la resistencia a ser marcada o experimentar deformaciones. El tejido adamantino posee una dureza equivalente a 5 en la escala de Mohs (siendo el valor más alto correspondiente a 10 que es el del diamante). Los rangos de dureza del esmalte dental oscilan entre 3.1 y 4.7 Gpa. En el esmalte sano se considera normal una microdureza Vickers de 324.1 VHN a 420 VHN ²¹⁻²³.

Las pruebas de microdureza Vickers pueden ser realizadas de 1 a 1000gr de fuerza y se puede aplicar varias veces en la misma muestra. No hay un acuerdo sobre las especificaciones en el método de medición en los órganos dentarios. En la literatura existen varios reportes del uso de diversos indentadores con variaciones en la carga y tiempo para poder examinar al microdureza del esmalte y dentina²¹.

Aunque existe variaciones en los estudios de microdureza la literatura ha demostrado que las mediciones no son constantes ante cargas de fuerza muy bajas²².

Existen muchas alternativas para valorar la dureza de los órganos dentarios, entre las cuales se encuentran la microdureza de la superficie de Vickers, Knoop, fluorescencia, cristalografía, luz polarizada, por medio del microscopio electrónico de barrido en 3D ²³⁻²⁴.

Todas las técnicas tienen sus desventajas como por ejemplo la destrucción de la muestra, algunas son poco sensibles para registrar los cambios más pequeños con respecto al contenido mineral, la interpretación y uso de los datos pueden tornarse subjetivos, la medición se realiza de manera indirecta o el equipo puede resultar costoso y de difícil mantenimiento ²¹⁻²⁵.

La microdureza se define como la resistencia que ofrece la superficie a la penetración o indentación permanente de materiales muy duros y de zonas pequeñas ²⁵.

La microdureza Vickers se realiza por medio de un indentador de diamante tallado a 136° que penetra la superficie del esmalte a una carga definida en gramos de fuerza, para saber cuánta carga resiste el tejido en el momento de su deformación ²³⁻²⁶.

Este tipo de microdureza es una de las pruebas utilizadas con mayor frecuencia, ya que brinda datos confiables, y pueden ser aplicadas a muestras diferentes al metal como lo son el tejido dental²⁴⁻²⁶.

Se han realizado este tipo de mediciones para comparar la resistencia de los materiales como lo son: resinas, selladores, ionómeros de vidrio y metales para la restauración²⁷.

3.- Planteamiento del problema

En la práctica ortodóncica se ve implicada la necesidad de manipular la superficie vestibular del esmalte en los órganos dentarios para poder crear una interface bracket-resina-diente que permita la adhesión temporal de la aparatología fija y así poder realizar los movimientos dentales deseados.

Esta manipulación que se realiza en el esmalte conlleva la debilitación de la superficie vestibular del mismo, volviéndolo más propenso a las fracturas al momento del descementado de los aparatos fijos, así como a la formación de lesiones de mancha blanca.

Las formas tradicionales de favorecer la dureza del esmalte ante agresiones físicas, mecánicas y químicas es la utilización de sustancias fluoradas, pero sus propiedades se ven limitadas a la remineralización y son fácilmente reversibles por el medio oral²⁸⁻³⁰.

Ante estas condiciones nace la necesidad de encontrar nuevas formas de mejorar las características propias del esmalte en virtud de proteger la integridad de éste, puesto que es una sustancia orgánica que carece de capacidad autoreparante.

Así es como surge la necesidad de una verdadera caracterización del esmalte, mejorando así no solo su resistencia a agentes químicos sino también a agresiones mecánicas y físicas, esto puede ser posible gracias a la aplicación de plasma atmosférico no térmico como alternativa a los tratamientos convencionales.

Con base en lo anteriormente descrito se origina la siguiente pregunta de investigación:

¿Puede el plasma no térmico incrementar la microdureza del esmalte dental?

4.- JUSTIFICACIÓN

El esmalte dental es la primera capa de protección de los órganos dentarios, es por esto que se impera la necesidad de incrementar su resistencia ante agentes externos, así como al medio intraoral en el que se encuentra inmerso.

El clínico ortodoncista en su práctica diaria se ve en la necesidad de modificar las cualidades del esmalte dental para favorecer la adhesión de la aparatología fija, además de hacer frente a los problemas subsecuentes de la fijación de dicha aparatología, como son la formación de mancha blanca y el daño físico provocado en la superficie al descementar la aparatología.

Ante estas situaciones, se han implementado protocolos de remineralización con sustancias fluoradas y otros biomateriales. También se han implementado nuevas tecnologías en el área de la odontología como el láser Er: YAG y presentándose la oportunidad de utilizar las cualidades del plasma no térmico, de poder hacer cambios iónicos en los tejidos vivos favoreciendo las cualidades de los mismos.

Las características propias del plasma no térmico podrían ser utilizadas a favor de la ortodoncia incrementando la dureza del esmalte volviéndolo más resistente ante agresiones físicas, mecánicas y químicas.

De esta manera se alcanzaría una mayor resistencia para el tejido adamantino soportando de mejor manera los procesos de desmineralización y lesiones mecánicas producidas de manera subsecuente por la aparatología fija, permitiendo mantener el esmalte en condiciones adecuadas, evitando así poner en riesgo la salud dentla del paciente.

5.- HIPÓTESIS

Hipótesis de trabajo:

La exposición del esmalte al plasma no térmico incrementa la microdureza del esmalte dental.

Hipótesis nula:

La exposición del esmalte al plasma no térmico no incrementa la microdureza del esmalte dental.

6.- OBJETIVOS

6.1.- Objetivo general:

Determinar la microdureza del esmalte dental después de haber sido expuesto al plasma no térmico a través de un estudio piloto.

6.2.- Objetivos específicos:

1. Cuantificar la microdureza Vickers del esmalte dental, antes y después de haber sido expuesto al plasma no térmico.
2. Cuantificar el porcentaje de incremento en la microdureza Vickers del esmalte dental una vez que ha sido expuesto al plasma no térmico.

7.- MATERIAL Y MÉTODOS

El presente es un estudio piloto experimental, comparativo, descriptivo y prospectivo.

7.1 Muestra

El tipo de muestreo fue por conveniencia, que consta de 10 primeros premolares superiores e inferiores, extraídos por indicaciones ortodóncicas.

7.2 Criterios de inclusión y exclusión

7.2.1 Inclusión:

1. Primeros premolares superiores e inferiores extraídos por indicación ortodóncica.
2. Dientes que se encuentren íntegros, sin daños a su estructura por el procedimiento quirúrgico.
3. Primeros premolares libres de defectos estructurales.
4. Órganos dentarios sin presencia de caries o mancha blanca

7.2.2 Exclusión:

1. Primeros premolares superiores e inferiores destruidos por el procedimiento quirúrgico.
2. Dientes con lesiones de mineralización evidentes.
3. Primeros premolares deshidratados.
4. Órganos dentarios con caries.

7.3 Operacionalización de las variables

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición	Unidad de medida
Independiente					
Microdureza	Resistencia que ofrece la superficie a la penetración o indentación permanente.	Para la microdureza Vickers se utiliza un indentador de diamante, que penetra la superficie con una carga de 200gr a 15s	Cuantitativa	Razón	kg/mm ²
Dependientes					
Plasma no térmico	Fomenta el movimiento iónico en la superficie del esmalte	Se aplica plasma no térmico producido con helio, a la superficie vestibular del esmalte durante 5 min	Cuantitativa	ordinal	KHz

7.4 Procedimiento

El material que se necesitó para llevar a cabo este proyecto fue:

1. Bata, guantes, y campos desechables.
2. Cámara fotográfica Canon.
3. Bisturí No 15.
4. Pinzas de curación.
5. Timol en una concentración al 2%.
6. Gasas
7. Equipo SEM (Modelo Nova NanoSEM 200 *marca* FEI)
8. Equipo de plasma no térmico con gas noble de Helio (desarrollado por investigadores del ININ con patente en trámite)
9. Microdurometro MITSUBISHI.
10. Monómero y polímero NicTone de MDC® dental México (Figura 1).



Figura 1. Material utilizado para el desarrollo del proyecto (Fuente: propia)

La recolección de la muestra se realizó en la clínica de ortodoncia del Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología (C.I.E.A.O.) “Dr. Keisaburo Miyata”. La cual consistió en 10 primeros premolares superiores e inferiores extraídos por indicaciones ortodóncicas.

Los órganos dentarios fueron preservados en timol en una concentración al 2% para evitar la deshidratación y la proliferación bacteriana logrando así una mejor conservación de la muestra y no se alteren los resultados. Estos órganos dentarios estaban completos en su formación y no presentaban ninguna anomalía del esmalte, fractura o alteración notoria.

Ya que fue obtenida la muestra se realizó la remoción de tejido remanente, utilizando una hoja de bisturí del no.15 para evitar la presencia de agentes que pudieran alterar la manipulación de los órganos dentarios. Una vez que fuese removido el tejido blando periodontal regresaban a su preservación en timol (Figura 2).



Figura 2. Remoción de tejido blando (Fuente: propia)

Los órganos dentarios fueron retirados de la solución de timol, se limpiaron con una gasa humedecida en agua corriente y posteriormente se colocaron en bases acrílicas, realizadas con monómero y polímero autocurable color rojo cristal de la casa comercial NicTone MDC® dental México; con la finalidad de obtener una base

plana y rígida dejando expuesta la superficie vestibular de las coronas de los órganos dentarios (Figura 3).

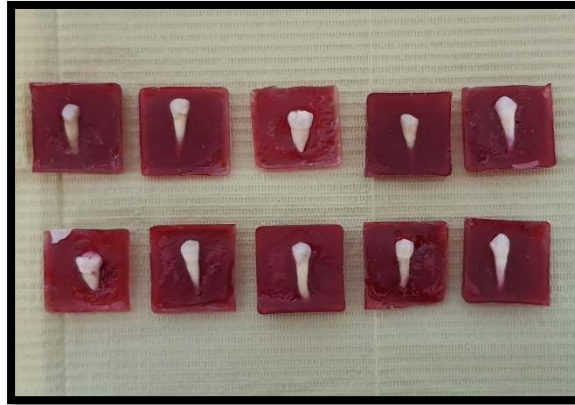


Figura 3. Premolares colocados en las bases acrílicas. (Fuente: propia)

Una vez conseguida una base plana, se colocaron en el microdurómetro (marca MITSUBISHI, Japón), proporcionado por el Instituto Nacional de Investigación Nuclear (ININ) para medir la dureza de los órganos dentarios antes de ser expuesto al plasma no térmico, así se compararon con la misma muestra los cambios después de haber sido expuestos al plasma.

Los órganos dentarios fueron expuestos al indentador del microdurómetro por un tiempo de 15 segundos y 200 gr de fuerza en la superficie, ya que en estas condiciones fueron las más favorables para apreciar la indentación del microdurómetro sobre la superficie dental.

Posteriormente, fueron expuestos al plasma no térmico utilizando el helio como gas noble; esta exposición se realizó durante 5 minutos, observando a este tiempo los mejores resultados en cuanto al movimiento y concentración de iones en la estructura adamantina.

La máquina de plasma se calibró a corriente directa con un flujo de .5ml/h de helio con una frecuencia de 16.53 MHz, un voltaje de 200 V, potencia eléctrica de 20 w y una intensidad menor a 200 nm a una distancia de 3 mm de la cara vestibular de los órganos dentarios, moviendo la cánula en círculos uniformemente evitando sesgos y asegurándonos que el plasma penetrara en toda el área del esmalte (Figura 4).



Figura 4. Aplicación del plasma no térmico en la superficie vestibular de un premolar. (Fuente: propia)

Una vez expuestos al plasma no térmico se volvió a medir las superficies del esmalte de los órganos dentarios con el tiempo y fuerza ya establecidos previamente.

7.5 Implicaciones Bioéticas

Este estudio no infringe ningún principio bioético ya que es un estudio *in vitro* sobre piezas dentarias humanas que han sido extraídas bajo el consentimiento informado y asentimiento de los pacientes. Se tomaron en cuenta los aspectos éticos de la investigación en seres humanos, concordando con los principios de la declaración de Helsinki y en el reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación. Al tratarse de una investigación con un mínimo riesgo, y de acuerdo con el Título Segundo, De los Aspectos Éticos de la Investigación en Seres Humanos Capítulo I, artículo 23 que hace mención que, en el caso de investigaciones con riesgo mínimo, la Comisión de Ética, por razones justificadas, podrá autorizar que el consentimiento informado se obtenga por escrito, y tratándose de investigaciones sin riesgo, podrá dispensar al investigador la obtención del consentimiento informado.

7.6 Análisis estadístico

Se analizaron los promedios obtenidos después de realizar 5 indentaciones en la superficie vestibular de los órganos dentarios y se eliminó la medida más baja y la más alta para sacar el promedio de la microdureza. Se aplicó la prueba estadística de normalidad de Shapiro-Wilk y la prueba *t* de Student corroborándose con la prueba no paramétrica de Wilcoxon, en los grupos de antes y después, con un valor de $p < 0.05$, utilizando el paquete estadístico SPSS versión 20.

8.- RESULTADOS

Los órganos dentarios fueron enumerados de manera aleatoria para poder determinar los cambios en cuanto a la microdureza del tejido adamantino. Después del análisis de la microdureza Vickers (VHN) antes y después de la aplicación de plasma no térmico en las caras vestibulares de los órganos dentarios se apreciaron cambios en los niveles de VHN.

La Tabla 1 muestra la microdureza inicial y ulterior a la aplicación de plasma de los premolares, con una fuerza de 200gr y un tiempo de permanencia de 15s en la superficie vestibular de los premolares, así como el porcentaje de cambio.

Tabla 1. Promedio de la Microdureza del esmalte de los órganos dentarios antes y después de la aplicación de plasma y porcentaje de cambio.

Premolares	Microdureza inicial (kg/mm ²)	Microdureza posterior a la exposición (kg/mm ²)	Porcentaje de cambio en la microdureza
1	311	320	<2.89%
2	295	291	>1.24%
3	301	306	<1.66%
4	341	342	<0.29%
5	330	332	<0.78%
6	280	274	>2.14%
7	402	431	<7.26%
8	326	320	<1.84%
9	284	280	>1.40%
10	303	304	<0.33%

Este porcentaje se obtuvo con la siguiente fórmula:

$$\% = \frac{\text{VHN (I)} - \text{VHN (F)} * 100}{\text{VHN(I)}}$$

Donde VHN(I) es la microdureza inicial, es decir, sin la aplicación de plasma y VHN (F) es la microdureza final que se obtuvo después de aplicar plasma.

En los órganos dentarios 1,3,4,5,7,8,10 hubo un incremento en la microdureza siendo el más significativo el 7. Los órganos dentarios 2,6,9 mostraron una disminución en la microdureza siendo más significativo en el 6.

Se aplicó la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk, encontrándose ésta únicamente en la dureza inicial (.071) contra la dureza final (.030). Así también, para la comparación entre grupos, antes y después de la intervención, mediante la prueba t de Student no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=.327$), corroborándose con la prueba no paramétrica de Wilcoxon (.440) (Tabla 2 y 3).

Tabla 2. Prueba de normalidad para las variables en estudio

	Estadístico	gl	Sig.	Interpretación
Dureza Inicial	.857	10	.071	normal
Dureza final	.826	10	.030	No normal

Tabla 3. Comparación estadística del cambio de dureza en la muestra de estudio

Media dureza inicial	Media dureza final	Valor de p*
317.30	320	.327

*Prueba t de Student, con un valor significativo de $p<0.05$

9.- DISCUSIÓN

Con base en los resultados obtenidos de esta investigación se acepta el hecho de que el plasma no térmico, aplicado durante 5 minutos a la superficie vestibular de los órganos dentarios, es capaz de influir en la microdureza del esmalte. Esto se debe al movimiento iónico que genera el plasma en la superficie del esmalte, el cual fue la sustentación del estudio para comprobar si este movimiento iónico era suficiente para modificar la microdureza de los órganos dentarios. Sin embargo, los datos estadísticos no revelan una significancia en este cambio

Este movimiento iónico ha sido estudiado por diversos investigadores, como el estudio que realizó Almoammar, el cual consistió en comprobar la efectividad de la adhesión de brackets a la superficie dental utilizando el plasma como catalizador.²⁸⁻³³

Estos movimientos iónicos son los que le permiten al esmalte volverse más permeable y que el plasma funcione como un catalizador, cuando se aplican sustancias fluoradas, y hace penetrar los iones de flúor y calcio en la superficie adamantina, favoreciendo la resistencia a agresiones químicas, físicas y mecánicas³⁴⁻⁴⁰.

El plasma promueve el flujo de radicales y otras especies activas; los radicales de oxígeno en elevadas concentraciones aceleran eventos como el envejecimiento celular ya sea a nivel de lípidos, bases de ADN u proteínas, si bien se puede reducir temporalmente la actividad enzimática⁴⁰⁻⁴³.

Los estudios que existen en la literatura sobre la microdureza del esmalte dental se han enfocado a las reacciones que presentan los materiales sobre los órganos dentarios, ya sean prototipos remineralizantes, sustancias fluoradas, los efectos del uso de peróxidos en la superficie del esmalte para el aclaramiento dental, la aplicación de laser terapéutico, ozono, etcétera; sin embargo, en los estudios de plasma y el esmalte no existe suficiente registro sobre la caracterización del esmalte

al ser expuesto únicamente al plasma no térmico, aun siendo que otros países esta tecnología está más desarrollada y es por esto que se debe realizar una mayor investigación acerca de los efectos tanto positivos como negativos del plasma en los órganos dentarios y no solo como un catalizador ⁴³⁻⁴⁶.

10.- CONCLUSIONES.

Los resultados de este estudio demostraron que el movimiento iónico que se generó en la superficie del esmalte de los órganos dentarios al ser expuesto 5 min a plasma no térmico son muy variables, tanto pueden aumentar la microdureza del esmalte como pueden llegar a disminuirla, por lo que no se reportaron cambios significativos. Estos resultados concuerdan con la disvariedad en la microdureza dental, considerando la posibilidad que los órganos dentarios con menos microdureza tuviesen algún daño ulterior a nivel microscópico o que tuviera algún grado de desmineralización.

Por lo que se sugiere ampliar la muestra y aplicar el plasma a diferentes concentraciones y/o tiempos; así como realizar la caracterización microscópica del aumento o pérdida de iones para poder determinar más objetivamente los cambios encontrados con su aplicación.

11.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1.-Juan Manuel Briseño cerda, historia de la fluoración, Revista de la Asociación Dental Mexicana. 2001; 57(5): 192-194
- 2.- Seughee cha, Young-Seok Park, Plasma in Dentistry. Clinical Plasma Medicine, julio 2014 [acceso 2 de septiembre del 2019] (2)1 [p. 1-36].
- 3.-Mingsheng Chen, Ying Zhang, M. Sky Driver, Anthony N. Caruso, Qingsong Yu, Yong Wang. Surface modification or several dental substrates by non-thermal, atmospheric plasma brush. Dental Materials. 3 agosto 2013 [acceso 2 de septiembre 2019] (29)8 [p. 871-880].
- 4.- Gómez de Ferraris M, Campos A. Histología y embriología bucodental. Edit. Médica Panamericana, Madrid, 1999
- 5.- Balint J. Orban: Histología y Embriología Bucal de Orban. 11a ed. México. Editorial prado; 2006.
- 6.- Lizette Albertí Vázquez; Maheli Más Sarabia Silvia Martínez Padilla; María Josefina Méndez Martínez: Histogénesis del esmalte dentario, consideraciones generales, Revista Archivo Medico de Camagüey. 2007; 11(3).
- 7.- Sa Y., Liang S, Ma X, Lu S, Wang Z, Jiang T, Wang Y. Compositional, structural and mechanical comparisons of normal enamel and hypomaturation enamel. Acta Biomaterialia. 2014. (10)12 [p. 4925-5524].
- 8.- Camilo Alberto Rivera Velásquez, Alexander Ossa, Dwayne Arola. Fragilidad y comportamiento mecánico del esmalte dental. Revista Ingeniería Biomédica. 12 2012. (6) No.12.

- 9.- Han G-J, Kim J-H, Chung S-N, Chun B-H, Kim C-K, Seo D-G, Son H-H, Cho B-H. Effects of non-thermal atmospheric pressure pulsed plasma on the adhesion and durability of resin composite to dentin. *European Journal of Oral Sciences*. 2014 (122) 6.
- 10.- Bravo, S. *Plasmas en todas partes*. Edición; 2ª. México: Fondo de Cultura Económica 2003
- 11.-Salem Almoammar, Ibrahim AlShahrani, Moshabab A. Asiry, Simone Duarte, Malvin Janal and Edmund Khoo. Non-thermal plasma treatment to enhance the adhesion between enamel surface and orthodontic bracket. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2019 (30) 4 p.439-448.
- 12.- Stoffels E, Flikweert AJ, Stoffels WW, Kroesen GMW. Plasma needle: a non-destructive atmospheric plasma source for fine surface treatment of (bio)materials. *Plasma Source Sci Technol* 11: 383. Disponible en: <https://iopscience.iop.org/journal/0963-0252>
- 13.- Daniel H. E. Dubin. Effect of correlations on the thermal equilibrium and normal modes of a non-neutral plasma. *Physical Review E*, 1996;53-5: 5268-5290
- 14.- Arora V, Nikhil, Suri NK and Arora P. Cold Atmospheric Plasma (CAP) in Dentistry. *Dentistry*. 2014 [acceso 12 de septiembre 2019]. (4)1.
- 15.- Philine H. Metelmann, Alexandra QuooB, Thomas von Woedtke, Kari-Friedrich Krey. First insights on plasma Orthodontics- Application of cold atmospheric pressure plasma to enhance the bond strength of Orthodontic brackets. *Clinical Plasma Medicine*. 2016 [acceso 25 de agosto 2019] (4)2 [p. 46-49].
- 16.- Regulo López Callejas. “aplicaciones de los plasmas en la salud. fuentes pulsadas para aplicaciones en plasmas”. Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares. fecha de publicación: 31 de marzo de 2016; fecha de consulta: [junio del 2020].

17.- Antoine Dubuc, Paul Monsarrat, Francois Virard, Nofel Merbahi, Jean-Philippe Sarrette, Sara Laurencin-Dalicious and Sara Cousty. Use of cold-atmospheric plasma in oncology: a concise systematic review. *Therapeutic Advances in Medical Oncology*, 2018;10:1-12.

18.- Hiroaki Kajiyama, Fumi Utsumi, Kae Nakamura, Hiromasa Tanaka, Shinya Toyokuni, Masaru Hori, Masura Hori, Fumitaka Kikkawa. Future perspective of strategic non-thermal plasma therapy for cancer treatment. *Journal of Clinical Biochemistry and Nutrition* 2017;60-1:33-38

19.-Jeongyeon Park, Hyunyoung Lee, Hae June Lee, Gyoo Cheon Kim, Sung-Soo Kim, Sungbum Han, Kiwon Song. Non-thermal atmospheric pressure plasma is an excellent tool to activate proliferation in various mesoderm-derived human adult stem cells. *Free Radical Biology and Medicine* 2019; 134:374-384.

20.- Ja-Young Jang, Young June Hong, Junsup Lim, Jin Sun Choi, Eun Ha Choi, Seongman Kang, Hyangshuk Rhim. Cold atmospheric plasma (CAP), a novel physicochemical source, induces neural differentiation through cross-talk between the specific RONS cascade and Trk/Ras/ERK signaling pathway. *Biomaterials* 2018;156:258-273.

21.-Maia E, Baratieri LN, Caldeira de Andrada MA, Monteiro Jr S and Vieira LC. The influence of two home-applied bleaching agents on enamel microhardness: an in situ study. *Journal of Dentistry*. 2008; 36(1):2-7)

22.- Voort GFV and Lucas GM. Microindentation Hardness Testing. *Advanced Materials & Processes*. 1998; 154(5):21-25

23.- Júlia Magalhães da Costa Lima, Késia Macedo Reinaldo Farias Leite, Anna Rachel Ferreira Serafim, Germana Coeli Farias Sales, análisis *in vitro* de la micro dureza del esmalte dental humano expuesto al peróxido carbamida y sometido a la acción del fluoreto, revista *Acta Odontológica Venezolana* 2010; 48 (4).

24.- Liñan Duran Carlos; Meneses López Abraham; Delgado Cotrina, Leyla, evaluación in vitro del efecto erosivo de tres bebidas carbonatadas sobre la superficie del esmalte dental. Revista Estomatológica Herediana, 2007; 17 (2): p. 58-62.

25.- Eduardo Fernández, Nidia Abbiati C., Jorge Cabrera A, Rubén Martínez M, microdureza del esmalte dental en incisivos centrales permanentes de dos genotipos bovinos, Revista Medicina Veterinaria y Zootecnia, 2011; 16(1): 2310-2316.

26.- R Seyedmahmoud , Y Wang, G Thiagarajan, J P Gorski , Reed Edwards, J D Mcguire , M P Walker , oral cancer radiotherapy affects enamel microhardness and associated indentation pattern morphology, Clinical Oral Investigation. 2018;22(4):1795-1803.

27.- Santana Ms, Bridi Ec, Navarro Rs, et al. dental bleaching with ozone: effects on color and enamel microhardness. Acta Odontológica Latinoamericana. 2016;29(1):68-75.

28.- Bertha Yoshiko Higashida Hirose, Odontología Preventiva, segunda edición, Mexico DF.: Mc Graw Hill; 2009

29.- Emili Cuenca Sala, Pilar Baca García, Odontología preventiva y comunitaria, cuarta edición, España: Elsevier Health Sciences; 2013.

30.- Almoammar S, Alshahrani I, Asiry Ma, Duarte S, Janal M, Khoo E. non-thermal plasma treatment to enhance the adhesion between enamel surface and orthodontic bracket. Bio-Medical Materials and Engineering. 2019;30(4):439-448.

31.- Zukowski P, Maciejczyk M, Waszkiel d. sources of free radicals and oxidative stress in the oral cavity. Archives of Oral Biology. 2018; 92:8-17

32.- Grewal n, Sharma n, Kaur n. surface remineralization potential of nano-hydroxyapatite, sodium monofluorophosphate, and amine fluoride containing dentifrices on primary and permanent enamel surfaces: an *in vitro* study. Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry 2018;36(2):158-166.

33.- Maden Ea, Altun C, Polat Gg, Pasak F. the *in vitro* evaluation of the effect of xylwhite, probiotic, and the conventional toothpastes on the enamel roughness and microhardness. Nigerian Journal of Clinical Practice. 2018;21(3):306-311.

34.- Mayra Ortíz Aguilar, Norma Veronica Zavala Alonso, Nuria Patiño Marín, Gabriel A. Martínez Castañón, Jorge Ramírez González, efecto del blanqueamiento y el remineralizante sobre la microdureza y micromorfología del esmalte dental, Revista de la Asociación dental Mexicana. 2016; 73 (2): 81-87.

35.- Lu H, Zhao Q, Guo J, et al. direct radiation-induced effects on dental hard tissue. Radiation Oncology. 2019;14(1):5.

36.- Praphasri Rirattanapong, Kadkao Vongsavan, Rudee Surarit, Naruthorn Tanaiutchawoot, Vongsakorn Charoenchokdilok, Sutthatta Jeansuwannagorn and Manop Yoddee, effect of various forms of calcium in dental products on human enamel microhardness in vitro, Southeast Asian Journal of Tropical Medicine and Public Health. 2012; 43 (4): p. 1053-1058.

37.- J Zanolla , abc Marques , d c da Costa , A S de Souza , M Coutinho, influence of tooth bleaching on dental enamel microhardness: a systematic review and meta-analysis, Australian Dental Journal 2017; 62(3): 276-282.

38.- Camilo Alberto Rivera Velásquez, Alexander Ossa H., Dwayne Arola, fragilidad y comportamiento mecánico del esmalte dental, Revista Ingeniería Biomédica. 2012; 6 (12).

39.-Reyes, J. "estudio del esmalte dental humano por microscopia electrónica y técnicas afines". Revista Latinoamericana de Metalurgia y Materiales, 2001, vol. 21, (2): 81-85.

40.- Penagos, J. I. C. "caracterización de materiales a través de medidas de microscopía electrónica de barrido (sem)". Elementos, (2013). 3(3):133-146.

41.- Dong X, Chen M, Wang Y, Yu Q."a mechanistic study of plasma treatment effects on demineralized dentin surfaces for improved adhesive/dentin interface bonding". Clinical Plasma Medicine. 2014 jul 1;2(1):11-6.

42.- Rodriguez-Vilchis. Laura Emma, et al. "morphological and structural changes on human dental enamel after er: yag laser irradiation: afm, sem, and eds evaluation". Photomedicine And Laser Surgery, (2011) vol. 29, (7): 493-500.

43.- Gomes Mn, Rodrigues Fp, Silikas N, Francci Ce. micro-ct and fe-sem enamel analyses of calcium-based agent application after bleaching. *Clinical Oral Investigation*. 2018;22(2):961-970

44.- Fernando Paredes Palido, Juan José Roca Fernández, influencia de los radicales libres en el envejecimiento celular, Offarm. 2002;21(7):96-100.

45.- Marcia Avello, Mario Suwalsky, radicales libres, antioxidantes naturales y mecanismos de protección, Atenea (concepción). 2006;494(2):161-172

46.- Kragh, Helge. "Generaciones cuánticas". 1 edición. Madrid. ediciones Akal 2007

12.- ANEXOS

Carta de asentimiento informado para la donación de órganos dentarios con efectos de investigación científica

Mi nombre es _____ y estoy realizando el estudio

(Título del estudio)

en el Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología de la Universidad Autónoma del Estado de México, con la finalidad de

(Objetivo del estudio en lenguaje sencillo)

y para ello queremos pedirte que nos apoyes.

Tu participación en el estudio consistiría en regalarnos (donar) tu diente extraído.

Tu donación es voluntaria, es decir aun cuando tus papá o mamá hayan dicho que puedes donarlo, si tú no quieres hacerlo puedes decir que no, es tu elección. También es importante que sepas que si tienes alguna duda puedes realizarnos preguntas y que si no quieres donar tu diente extraído no habrá ningún problema.

La información que proporcionas será confidencial, esto quiere decir que no diremos a nadie tus datos como tu nombre o sus iniciales (O RESULTADOS DE MEDICIONES), sólo lo sabrán las personas que forman parte del equipo de este estudio.

Así también, a tus papás se les entregó un documento, el cual, menciona cual es el propósito del estudio y procedimientos.

Si aceptas participar, te pido que por favor pongas una \checkmark en el cuadrado de abajo que dice “Sí quiero participar” y escribas tus iniciales o pongas tu huella digital.

Si no quieres participar, no pongas ninguna \checkmark y no pongas tus iniciales o huella digital

Sí quiero participar

En caso afirmativo, escribe tus iniciales o huella digital _____

Nombre y firma del padre o tutor _____

Nombre y firma de la persona que obtiene el asentimiento:

Lugar: _____ Fecha: _____ / _____ / _____

INFORMACIÓN PARA LA DONACIÓN DE ÓRGANOS DENTARIOS

CON EFECTOS DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

Título del proyecto:

Justificación de la investigación

Objetivo de la investigación

Procedimientos a realizar

Recolección de dientes extraídos por personal capacitado y depositados en frasco de timol al 0.2%, de los cuales solo se utilizarán los tejidos duros.

Garantía de recibir respuesta a cualquier pregunta

Absoluta.

Libertad de retirar el consentimiento

En el momento en que el paciente lo decida.

Confidencialidad del paciente

Esta será guardada.**Gastos del estudio**

Cubiertos por el financiamiento correspondiente (institucional o externo)

**CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA DONACIÓN DE
ÓRGANOS DENTARIOS CON EFECTOS DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

En el cumplimiento de la **Ley General de Salud, Reglamento de la Ley General de Salud en Materia de Investigación**, art. 3,13,14 y 16, **NOM-012-SSA3-2012**, art. 11, 12 y 13 que establece los criterios para la ejecución de proyectos de investigación para la salud en seres humanos, **Código Civil Federal**, art 1803 y 1812 en materia de obligaciones del consentimiento informado, **Ley Federal de Protección de Datos Personales en Posesión de los Particulares** y **Aviso de Privacidad de la UAEMex**.

El paciente y en caso de menores o incapacitados, consignar el nombre del padre, madre o tutor, _____ en pleno uso de mis facultades, declaro _____ que _____ el _____ Odontólogo (a) _____ me ha explicado ampliamente el uso de investigación científica que tendrá el órgano dentario obtenido mediante extracción por indicaciones terapéuticas del Odontólogo tratante.

Se me ha permitido hacer preguntas al respecto, las cuales, me han contestado con claridad. También, se me ha explicado que únicamente se utilizarán los tejidos duros del diente y que en todo momento se guardará la identidad de la persona y que los datos obtenidos pueden ser utilizados en foros de investigación y publicaciones con fines académicos.

Se me han informado las posibles aportaciones, que podrían generarse en el ámbito del conocimiento de la Odontología. He comprendido toda la información del presente documento y en cuanto finalice el proyecto tendré derecho a conocer los resultados. Por lo que autorizo la donación del órgano (s) dentario (s) que me han extraído (especificar por código universal): _____

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

Nombre y firma del paciente, o padre o tutor

Nombre y firma del investigador

Testigos

Nombre y firma

Nombre y firma