



UNIVERSIDAD NACIONAL DE COLOMBIA

Comportamiento Mecanobiológico del Tejido Dentinal Restaurado con Postes Prefabricados de Fibra de Vidrio

Lidis Marina Torres Reyes

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Odontología, Maestría en Odontología
Bogotá, Colombia
2013

Comportamiento Mecanobiológico del Tejido Dentinal Restaurado con Postes Prefabricados de Fibra de Vidrio

Lidis Marina Torres Reyes

Tesis o trabajo de investigación presentada(o) como requisito parcial para optar al título
de:

Magíster en Odontología

Director (a):

Odontóloga Carolina Torres Rodríguez PhD

Codirector (a):

Ingeniero Diego Alexander Garzón Alvarado PhD

Línea de Investigación:

Materiales Dentales

Grupo de Investigación:

Biomecánica

Universidad Nacional de Colombia
Facultad de Odontología, Maestría en Odontología
Bogotá, Colombia
2013

Dedicatoria

A Dios, por ser el amigo que nunca falla, por ayudarme a levantar las veces que he caído por hacer más livianas mis cargas, por su infinita bondad y misericordia.

A mis padres, a quienes les debo mis principios y mi formación como ser humano, por su apoyo incondicional y su amor sin medida.

A Isabel y Rocío por el apoyo y la confianza depositada.

A William Humberto por ser ejemplo de paciencia y perseverancia.

Agradecimientos

A la Dra. Carolina Torres Rodríguez y al Dr. Diego Alexander Garzón Alvarado, Directores de este trabajo por sus conocimientos, herramienta fundamental para el desarrollo del mismo, por su comprensión, apoyo y ayuda para salir adelante.

Al profesor Edgar Delgado Mejía, Coordinador de la Línea de Investigación en Materiales Dentales de la Maestría, por el aporte de sus conocimientos, a partir de los cuales comprendí varios procesos químicos y obtuve algunos de los datos que alimentaron el modelo realizado.

Al Ingeniero José Alejandro Guerrero, Asesor científico de este trabajo, por sus conocimientos y por suministrar los códigos desarrollados en su Tesis de Maestría para la elaboración de los modelos de este trabajo.

Al Ingeniero Héctor Castro, Profesor de práctica de la asignatura Elementos Finitos, por el aporte de sus conocimientos y por las primeras instrucciones en el área.

A la profesora Clementina Infante, Coordinadora de la Maestría, por su ejemplo de perseverancia y tenacidad.

A la Facultad de odontología por el apoyo económico brindado a través de la convocatoria "Estimulo a trabajos de investigación" con lo cual se pudo contratar los servicios especializados de Ingeniería.

A los Docentes de la Facultad de Odontología Dres. Carolina Torres, Norberto Calvo, Paula Baldión y Diego Betancourt, por sus aportes y ayuda en la fase preparatoria de las muestras de dentina tratada endodóticamente.

Al laboratorio de postgrado de Rehabilitación Oral, en el cual se realizaron los cortes y preparación de las muestras para la primera fase del estudio.

A las personas del laboratorio de Microscopia Electrónica de la Universidad Nacional en el cual se realizó la lectura de las muestras para la primera fase del estudio.

Resumen

El objetivo de esta investigación fue diseñar y solucionar un modelo matemático para establecer el comportamiento mecanobiológico del tejido dentinal cuando es restaurado con postes prefabricados de fibra de vidrio bajo un tipo carga.

Se diseñaron dos modelos matemáticos computacionales uno de difusión y otro mecánico, implementados en el software de simulación ANSYS 14.0 ®. Con el modelo de difusión, se estudió la variación del módulo de elasticidad del sustrato dentinal en función del tiempo. Con el modelo mecánico se construyeron cuatro modelos de dentina con el propósito de evidenciar el efecto del cambio de modulo elástico en la distribución de los esfuerzos Von Mises aplicando dos ejemplos de carga: 1N y 100N.

Con el modelo de difusión se identificó que la zona de máxima concentración del hipoclorito (5%) fue la dentina cercana al canal radicular, seguido por la dentina media (2-3%) y la dentina externa (0-1 %). El modelo mecánico indicó que, el cambio del módulo de elasticidad en la dentina modificó los esfuerzos Von Mises del tejido y su patrón de distribución.

Finalmente, el comportamiento mecanobiológico de la dentina tratada endodónticamente y restaurada con postes de fibra de vidrio es influenciado por el cambio de módulo de elasticidad dentinal producto de la irrigación con hipoclorito de sodio.

Palabras clave: Sustrato dentinal, poste prefabricado de fibra de vidrio, adhesión dentinal, modelado matemático, mecanobiología.

Abstract

The objective of this investigation was design and solve a mathematical model to set the mechanobiological behavior dentinal tissue when is restored with fiber glass prefabricated posts under a load type.

It was designed two computational mathematical models, one of diffusion and other mechanical implemented in the simulation software ANSYS 14.0 .With the diffusion model was studied the variation of dentinal substrate elasticity in function of the time. With the mechanical model were built four models of dentin with the purpose of demonstrating the effect of the elastic modulus change on the distribution of Von Mises stress using two examples of load: 1N and 100N.

Diffusion model was identified that the zone of maximum concentration of hypochlorite (5%) was close to the root canal dentine, followed by half of dentin (2-3%) and external dentin (0-1%). The mechanical model indicated that, the change of the elastic modulus in the dentin modified Von Mises stress and their distribution pattern.

Finally, the mechanobiological behavior of the endodontically- treated dentin and restored with fiberglass posts is influenced by the change in the elasticity modulus of dentinal product of irrigation with sodium hypochlorite.

Keywords: Dentinal substrate, fiber glass prefabricated post, dentin adhesion, mathematical modeling, mechanobiology.

Contenido

	<u>Pág.</u>
Agradecimientos	VII
Resumen	IX
Abstract	XI
Contenido	XIII
Lista de Figuras	XV
Lista de ecuaciones	XVII
Lista de Tablas	XIX
1. Introducción	1
Justificación.....	3
Objetivo general	4
Objetivos específicos	4
Planteamiento del problema	4
Hipótesis	6
Propósito.....	6
2. Marco Conceptual	7
2.1 Dentinogénesis.....	7
2.2 Dentina	8
2.3 Dientes tratados endodónticamente.....	10
2.4 Restauración de dientes tratados endodónticamente	14
2.5 Cementación de los postes de fibra de vidrio.....	15
2.6 Definiciones de los términos que se aplican al modelo	17
2.6.1 Fuerza.....	18
2.6.2 Esfuerzos	18
2.6.3 Esfuerzos Von Mises.....	20
2.6.4 Deformación.....	20
2.6.5 Elasticidad lineal	20
2.6.6 Módulo de elasticidad.....	21
2.6.7 Relación de Poisson	21
2.6.8 Resistencia	22
2.6.9 Fatiga.....	22
2.7 Biomecánica dental	22
2.8 Modelos Matemáticos	24
2.8.1 Definición	24
2.8.2 Software para análisis de elementos finitos.....	26
2.8.3 Mecanobiología computacional	27

3. Metodología	31
3.1 Caracterización experimental de la dentina	31
3.2 Modelo matemático computacional.....	35
3.2.1 Modelo computacional de cómo el hipoclorito de sodio afecta el sustrato dentinal.....	36
3.2.2 Modelo computacional mecánico de la dentina tratada y restaurada con postes prefabricados en fibra de vidrio	45
4. Resultados	49
4.1 Caracterización del sustrato dentinal tratado endodónticamente	49
4.2 Modelo computacional de difusión para explicar cómo el hipoclorito de sodio afecta el sustrato dentinal.....	51
4.3 Modelo computacional mecánico de la dentina tratada y restaurada con postes prefabricados en fibra de vidrio.	54
5. Discusión	65
6. Conclusiones	77
7. Aplicaciones clínicas	79
A. Anexo: Glosario	81
Bibliografía	83

Lista de Figuras

	<u>Pág.</u>
Figura 2-1: Dentina.....	9
Figura 2-2: Esfuerzos normales	19
Figura 2-3: Esfuerzos cortantes	19
Figura 2-4: Pasos establecidos durante un análisis por elementos finitos	26
Figura 3-1.Etapas de la investigación.....	31
Figura 3-2. Fotografías de dientes usados en la prueba.	32
Figura 3-3. Proceso de corte	33
Figura 3-4. Muestras lavadas en agua desionizada y ultrasonido por 30 minutos..	33
Figura 3-5. Rotulación de las muestras de dentina analizadas.....	34
Figura 3-6 Geometría de un diente central superior para la estandarización del modelo computacional	35
Figura 3-7 Diente central superior restaurado con poste de fibra de vidrio y muñón de resina	36
Figura 3-8 Modelo geométrico a escala.....	40
Figura 3-9 Modelo geométrico bidimensional.....	42
Figura 3-10. Modelo geométrico mallado	42
Figura 3-11. Modelo 3D simplificado de un central superior tratado endodónticamente y preparado para corona completa.....	46
Figura 3-12. Vista lateral del modelo 3D de un central superior tratado endodónticamente y preparado para corona completa.....	46
Figura 3-13. a. Modelo geométrico mallado. b. Modelo con la carga aplicada.....	48
Figura 4-1 Microfotografías con magnificación de 2000x del tercio cervical de la dentina	49
Figura 4-2. Microfotografías con magnificación de 2000x del tercio medio de la dentina	50
Figura 4-3. Difusión del hipoclorito de sodio modelo dentina E Reducido–tiempo	52
Figura 4-4. Difusión del hipoclorito de sodio modelo dentina – E Aumentado-tiempo	53

Figura 4-5. Esfuerzos equivalentes modelo dentina E Máximo	54
Figura 4-6 Esfuerzos equivalentes modelo dentina- E mínimo.....	55
Figura 4-7 Esfuerzos equivalentes modelo de dentina- E Reducido tiempo.....	55
Figura 4-8 Esfuerzos equivalentes modelo de dentina E Reducido-tiempo interfase completa carga1N.	56
Figura 4-9. Modelo de dentina E Reducido-tiempo. Carga 100 N.....	56
Figura 4-10. Esfuerzos equivalentes modelo de dentina- E Aumentado-tiempo	57
Figura 4-11. Esfuerzos equivalentes diente restaurado	59
Figura 4-12. Esfuerzos Von Mises interfase dentina - cemento resinoso - poste....	61
Figura 4-13 Comparación esfuerzos Von Mises dentina- modelos propuestos.	63

Lista de ecuaciones

Ecuación 2-1: Solución de hipoclorito de sodio en agua	11
Ecuación 2-2: Iones derivados de la solución de hipoclorito de sodio	11
Ecuación 2-3: Descomposición de hipoclorito de sodio en solución	12
Ecuación 2-4: Alternativa de descomposición de hipoclorito de sodio en solución	12
Ecuación 2-5: Combinación del hipoclorito de sodio con hidrógeno	12
Ecuación 2-6: Esfuerzos normales	18
Ecuación 2-7: Esfuerzos Von Mises.....	20
Ecuación 2-8: Deformación	20
Ecuación 2-9: Relación de Poisson	21
Ecuación 3-1: Ecuación de difusión de Fick	37
Ecuación 3-2: Ecuación de módulo de elasticidad de la dentina en regla de mezcla	38
Ecuación 3-3: Notación de la ecuación de módulo de elasticidad de la dentina en regla de mezcla.....	38
Ecuación 3-4: Ecuación de módulo de elasticidad simplificada.....	38
Ecuación 3-5: Relación mineral-colágeno	39
Ecuación 3-6: Gradiente de esfuerzos mecánicos.....	45

Lista de Tablas

	<u>Pág.</u>
Tabla 3-1 Tratamientos dentinales recibidos	34
Tabla 3-2 Dimensiones del modelo geométrico	41
Tabla 3-3: Propiedades del hipoclorito de sodio	43
Tabla 3-4 Propiedades usadas en el modelo de difusión	44
Tabla 3-5 Módulo de elasticidad inicial y final de la dentina. Datos para modelo dentina E- Reducido- tiempo	44
Tabla 3-6 Módulo de elasticidad para modelo dentina E Aumentado- tiempo	44
Tabla 3-7 Propiedades de los materiales utilizados en el modelo mecánico.....	47
Tabla 4-1. Equivalencias en moles de solución de la concentración porcentual de la solución de hipoclorito de sodio al 5.25%.....	51
Tabla 4-2 Esfuerzos Von Mises-cuerpo de dentina Modelo dentina E Aumentado-tiempo	58
Tabla 4-3. Esfuerzos Von Mises diente con un muñón- modelo dentina E Aumentado-tiempo.....	60
Tabla 4-4. . Esfuerzos Von Mises- interfase dentina- cemento resinoso- poste en modelo de dentina E-Aumentado-tiempo.	61
Tabla 4-5.Comparación esfuerzos Von Mises del cuerpo de dentina - modelos analizados.....	62
Tabla 4-6 Comparación - esfuerzos interfase dentina-cemento resinoso- poste prefabricado modelos analizados.....	63

1.Introducción

Los dientes tratados endodónticamente son dientes que se les hace la extirpación del tejido pulpar y debridamiento de las paredes del canal radicular con el objetivo de desinfectarlo y descontaminarlo para finalmente sellarlo con un material plástico (gutapercha). Cuando estos dientes han perdido gran parte de su corona necesitan de un retenedor intraradicular que permita reconstruir un muñón y soportar la corona artificial.

La evolución de los retenedores intraradicales ha sido considerable. En la antigüedad se fabricaron núcleos en madera, los cuales, absorbían agua y producían fractura radicular. Posteriormente, se fabricaron núcleos colados a partir de la impresión del canal radicular con resina acrílica y posteriormente colados en el laboratorio dental. Estos tienen desventajas tales como, su color metálico y completa opacidad, corrosión que causa la pigmentación del diente y la encía, afectando la estética de la corona. Otra desventaja es, el alto porcentaje de fracasos debido a fallas clínicas y de laboratorio durante la elaboración del patrón, que se reflejan a largo plazo en problemas como microfiltración, desadaptación, esfuerzos e incluso fracturas radiculares.

Para resolver tales inconvenientes surgieron los postes prefabricados, diseñados con formas cónicas, cilíndricas y combinados, confeccionados con materiales metálicos (titanio y aleación de titanio), cerámicos (zirconio) y/o poliméricos (fibra de carbono, fibra de vidrio); los cuales son de fácil manipulación, comparada con la elaboración de los núcleos colados, no se corroen, y se colocan en una sola cita, lo que hace atractivo el procedimiento. Sin embargo, atendiendo a los requerimientos estéticos de los pacientes y a la tendencia de reducir el tiempo de consultorio, se propone el uso de postes prefabricados de fibra de vidrio, los cuales son altamente estéticos y forman un complejo homogéneo con la dentina.

Sin embargo, aunque con el uso de los postes prefabricados se ha reducido el número de fallas catastróficas (fracturas dentales), se siguen presentando inconvenientes relacionados con la descementación del mismo del canal radicular, una complicación remediable que lleva al fracaso de la restauración definitiva.

Con la ánimo de determinar porque los postes de fibra de vidrio se descementan, se diseñaron y solucionaron dos modelos matemáticos computacionales que explicaron el

comportamiento mecanobiológico del tejido dentinal tratado endodónticamente y restaurado con postes de fibra de vidrio planteando el aumento del módulo de elasticidad dentinal como consecuencia de la irrigación con hipoclorito sodio al 5% durante la terapia endodóntica.

El problema clínico de la descementación de los postes prefabricados fue abordado desde la mecanobiología computacional de tejidos, una ciencia relativamente nueva que nació gracias a la integración de la mecánica con la medicina, para explicar cómo los estímulos químicos, biológicos, físicos, y mecánicos fisiológicos o externos influyen en el comportamiento de un tejido.

Esta ciencia ha sido muy utilizada en medicina para estudiar la función del cerebro y de las células madre, la regeneración ósea, la cicatrización de ligamentos y cartílagos y poco a poco ha incursionado en odontología, específicamente en ortodoncia para comprender como ocurre el movimiento dental, y en implantología para explicar fenómenos de remodelado óseo en implantes dentales.

Esta perspectiva aportó una visión diferente a un tema bastante estudiado desde el punto de vista mecánico, tanto con métodos experimentales como computacionales que sin duda, ha logrado estandarizar algunos parámetros en la restauración de dientes con postes prefabricados.

Adicionalmente, esta investigación utilizó los resultados de investigaciones experimentales que han evaluado los efectos del hipoclorito de sodio en la dentina no vital, para diseñar un modelo de difusión aplicando la Ecuación de difusión de Fick, una ecuación diferencial en derivadas parciales propuesta por Adolf Fick en 1855, con la que se explican fenómenos de difusión de materia y energía en un medio en desequilibrio.

Los modelos matemáticos de difusión se han utilizado en la industria farmacéutica para describir la cinética y liberación de fármacos, en genética para describir el gradiente de morfógenos y su importancia en la expresión génica, en cardiología para describir la liberación intracelular de calcio desde el retículo endoplasmático y, en geología para analizar el recorrido de sustancias químicas en el suelo. En odontología, la aplicación de estos modelos es relativamente nueva; planteando modelos de reacción - difusión para explicar la estructura y organización de los odontoblastos y para predecir la geometría de los túbulos dentinales a partir de la expresión de factores moleculares y de proteínas morfogenéticas ósea BMP2.

Para conocer el comportamiento mecanobiológico del tejido dentinal se utilizó tanto la investigación cuasi experimental y la simulación computacional. Lo primero que se hizo fue, la caracterización del sustrato dentinal tratado endodónticamente empleando el microscopio electrónico de barrido con el cual se analizaron algunos cambios cualitativos del sustrato tratado con diferentes sustancias químicas.

En segundo lugar, se diseñaron y solucionaron dos modelos matemáticos computacionales uno de difusión y uno mecánico que fueron resueltos mediante el método de elementos finitos.

Para resolver el modelo de difusión se construyó un modelo axisimétrico en 2D de un diente central superior con el fin de simular el movimiento del ion hipoclorito de sodio en la dentina durante el tratamiento endodóntico, y así establecer una relación entre la concentración del ion y el cambio de módulo de elasticidad dentinal. Para el modelo mecánico se construyó un modelo geométrico en 3D de un diente central superior tratado endodónticamente, restaurado con poste de fibra de vidrio y preparado para corona completa con el propósito de evidenciar cómo influye el cambio de modulo elástico en la distribución de los esfuerzos Von Mises de la dentina bajo dos tipos de carga aplicada: 1 y 100N.

La solución a dichos modelos se realizó con el software de simulación ANSYS 14.0, el cual permitió simular los cambios en el módulo elástico que sufre el sustrato dentinal tratado endodónticamente restaurado con poste de fibra y su influencia en el comportamiento mecánico.

Los resultados obtenidos en esta investigación permitieron establecer que el tejido dentinal tratado y restaurado con poste de fibra de vidrio cambia las propiedades mecánicas (módulo de elasticidad) y sufre esfuerzos Von Mises máximos en vestibular principalmente en el tercio medio radicular, reflejando la zona de fracaso clínico de estos sistemas.

Justificación

Para restaurar dientes tratados endodónticamente que han perdido gran cantidad de estructura dental se recomienda usar sistemas de retenedores intraradiculares, que permitan reconstruir un muñón y colocar una corona completa (1). Teniendo en cuenta que los retenedores intraradiculares colados y prefabricados metálicos, poseen mayor rigidez que la dentina y pueden ocasionar fracturas radiculares, surgen los postes prefabricados hechos con materiales resinosos, reforzados, altamente estéticos y con propiedades mecánicas similares a la dentina (2). Los postes de fibra de vidrio representan la solución más reciente que al combinarse con materiales adhesivos forman un complejo homogéneo con la dentina (3).

La complejidad del sustrato dentinario y los efectos negativos de algunos protocolos endodónticos y restaurativos actuales sobre este sustrato, podrían afectar los procesos de adhesión (3) y representar inconvenientes en la interfase diente – poste, lo que llevaría al fracaso de la restauración. Por lo tanto, es necesario identificar los cambios del

sustrato durante el tratamiento endodóntico y, determinar su respuesta ante una carga, con el fin de mejorar los protocolos ya mencionados y ofrecer a los pacientes restauraciones longevas.

Objetivo general

- Diseñar y solucionar un modelo matemático que establezca el comportamiento mecanobiológico del tejido dentinal cuando es restaurado con postes prefabricados de fibra de vidrio y sometido a un tipo carga.

Objetivos específicos

- Establecer el modelo matemático del comportamiento mecánico y mecanobiológico del tejido dentinal cuando es restaurado con postes prefabricados de fibra de vidrio y sometido a diferentes cargas.
- Resolver numéricamente el modelo matemático del comportamiento mecánico y mecanobiológico del tejido dentinal.
- Desarrollar ejemplos de aplicación para un tipo específico de carga con el modelo obtenido.

Planteamiento del problema

Cuando el diente ha perdido una cantidad importante de tejido coronal a causa de caries, fracturas o restauraciones antiguas, presentará afectación pulpar e insuficiente estructura dental para su restauración final. Por lo tanto, es mandatorio el tratamiento endodóntico para remover el tejido vital o necrótico, descontaminar las paredes del conducto dental y sellar con gutapercha. Así mismo, estos dientes tratados, necesitan retenedores intraradiculares con el fin de complementar y retener el muñón y la corona definitiva que les devolverá la función y la estética (4, 5).

Wiener en 1981 “Observó un alto porcentaje de fracasos debido a fallas clínicas y de laboratorio en la elaboración de un patrón para un retenedor intraradicular, que se reflejan a largo plazo en problemas como microfiltración, desadaptación e incluso fracturas radiculares” (6). Teniendo en cuenta, el elevado número de fracasos clínicos y de laboratorio que se presentan al emplear sistemas tradicionales de retenedores intraradiculares, surgen los postes prefabricados como una alternativa, que pretende solucionar estas fallas.

Inicialmente, se fabricaron postes metálicos en acero inoxidable, luego en titanio puro y posteriormente en aleación de titanio. Pero, con el auge de la odontología estética se confeccionaron postes en fibra de carbono, cuarzo, de vidrio reforzado y con matriz de resina para mejorar la adhesión a dentina y la estética (1).

En los años 90, con la introducción de los postes de fibra de carbono, se ofreció la primera alternativa de postes no metálicos en la profesión. Tenían un módulo elástico más parecido a la dentina que cualquier poste metálico, aunque poseían inconvenientes tales como dificultad en la técnica de colocación, radiolucidez y problemas para mimetizarse en las restauraciones cerámicas por su color gris (7).

Los postes de fibra de vidrio representan la solución más reciente para restaurar dientes tratados endodónticamente, ya que ellos tienen inmersos un nuevo concepto basado en la combinación del poste con materiales adhesivos que forman un complejo homogéneo mecánico y estructural con la dentina (3).

Dejak (2011), reporta que la colocación de postes prefabricados en dientes tratados endodónticamente, reduce el esfuerzo en la dentina en un 20 a 35% cuando se le aplica una carga oblicua, pero cuando se le aplica una carga vertical no se inducen mayores cambios en los esfuerzos (8).

Desde el punto de vista mecánico, Asmussen en 1999 e Isidor en 1996 (citados en Esclassan 2008) afirman que los postes de fibra, tienen propiedades elásticas, similares a la dentina, alta resistencia tensil, son resistentes a la fatiga, presentan menor riesgo de fractura debido a que el poste es cementado de manera pasiva en el conducto con una capa delgada de cemento que actúa como absorbente de choques. También Esclassan reporta que, los postes de fibra son electroquímicamente inertes, resistentes a la corrosión, “son más fáciles de remover que los postes metálicos lo que facilita la realización de retratamientos de conductos” (9).

Pierrisnard y Pegoreti en 2002, determinaron mediante un análisis con elementos finitos que, la mayor resistencia del diente se logra utilizando postes metálicos (material con alto módulo de elasticidad), porque estos concentran los esfuerzos en el poste, disminuyendo los mismos en la dentina, cemento y la corona. En contraste, Boschian en 2006 y Maceri en 2007, reportaron que los dientes restaurados con postes de fibra (material con menor módulo elástico) distribuyen los esfuerzos de manera más favorable que con postes metálicos. Aún no han resuelto cuál es el mejor sistema de postes (8).

Con relación a la resistencia a la fractura de los dientes, Rosentrit y Gonzáles en 2004 afirman que se presenta mayor resistencia en los dientes restaurados con postes de fibra de vidrio principalmente en el tercio cervical. Los restaurados con postes metálicos además de ser menos resistentes a las fracturas, se asocian con fracturas radiculares, lo que conlleva al fracaso definitivo (8), aunque Bolla en 2007 reportó que no existen

investigaciones clínicas que muestren diferencias estadísticamente significativas entre el comportamiento de los dientes restaurados con postes metálicos o de fibra de vidrio (1).

El otro aspecto a tener cuenta, es la descementación del poste del canal radicular que puede ocurrir por fallas en la interfase dentina-poste y poste-muñón (2). Cantoro en 2011, afirma que el fracaso en la adhesión de los postes de fibra se debe al tipo de irritantes y selladores endodónticos usados, a la presencia de una capa delgada de smear layer (barrillo dentinal), al factor C (factor de contracción por polimerización) desfavorable, y a la insuficiente transmisión de luz en el conducto radicular (10).

Cagidiaco y Ferrari en 2007, afirman que el comportamiento clínico de los sistemas de postes de fibra- muñón de resina, tanto in vivo como in vitro indican que la descementación del poste es el modo de fracaso más común de las restauraciones retenidas con postes (10). De acuerdo con ello, Signore en 2009, reportó la pérdida de retención o descementación del poste como la falla más frecuente al evaluar la supervivencia a largo plazo de dientes superiores restaurados con postes de fibra (2).

En resumen, los dientes restaurados con postes de fibra de vidrio muestran menor índice de fractura radicular que los restaurados con postes metálicos. No obstante, aunque, los postes de fibra tienen módulo elástico similar a la dentina su fracaso está relacionado con su descementación del conducto radicular (11) lo que impide que se tengan restauraciones predecibles en el largo plazo.

Por lo tanto, es indispensable conocer en detalle el comportamiento mecanobiológico de la dentina restaurada con postes de fibra sometida a un tipo de carga y, entender el por qué ocurre, para poder mejorar la preparación dental, la selección y cementación de un retenedor intrarradicular.

Hipótesis

Ho: el cambio de módulo de elasticidad de la dentina provocado por la irrigación con hipoclorito de sodio no afecta la distribución de los esfuerzos de la dentina.

Ha: el cambio de módulo de elasticidad de la dentina provocado por la irrigación con hipoclorito de sodio afecta la distribución de los esfuerzos de la dentina.

Propósito

Diseñar un modelo matemático que establezca el comportamiento mecanobiológico del tejido dentinal cuando se restaura con postes prefabricados de fibra de vidrio y se somete a un tipo de carga, reproduciendo el efecto del hipoclorito de sodio sobre la dentina, y como este efecto influye en la distribución de esfuerzos de un diente restaurado con postes de fibra de vidrio.

2. Marco Conceptual

2.1 Dentinogénesis

Es un conjunto de mecanismos por los cuales la papila dental elabora, a través de sus células especializadas, los odontoblastos, una matriz orgánica que se calcifica y forma dentina. Ocurre en la etapa de campana temprana del desarrollo dental y pasa por varias etapas. La primera es elaboración de la matriz orgánica, la segunda es la maduración de la misma y la última su calcificación o mineralización (12).

Los odontoblastos son células postmitóticas, altamente diferenciadas, derivadas de células ectomesenquimales que sufren un patrón de diferenciación, inducido por moléculas de señalización (13). Durante su diferenciación ocurren cambios morfológicos y estructurales que explican la forma final de los mismos. Pasan de ser, células con forma irregular, con poco contenido citoplasmático a convertirse en células cilíndricas, que poseen núcleo grande polarizado, con alto contenido de organelos citoplasmáticos y una prolongación bien definida cuya función es secretar matriz dental (12).

En la medida que el odontoblasto alcanza su diferenciación secreta varios tipos de matriz dental. La primera, es secretada hasta que se forma la raíz y se denomina dentina primaria. Tiene una estructura tubular regular, corresponde a la dentina de manto y circumpulpar. Luego, surge la dentina secundaria que se forma después de que se ha completado la raíz del diente, y contienen menor cantidad de túbulos dentinales (12, 14, 15).

Teniendo en cuenta lo anterior, existe una clasificación histotopográfica de la dentina así: predentina, dentina de manto y dentina circumpulpar.

- La predentina es la capa no mineralizada de dentina similar al osteoide, compuesta principalmente por fibras de colágeno, gruesas y organizadas que se depositan en la sustancia fundamental preexistente de la papila dental.
- La dentina de manto está rodeada por esmalte en la corona y por cemento en la raíz. Cuando la dentina del manto alcanza su espesor de 6μ , comienza la mineralización.
- La dentina circumpulpar rodea a la pulpa, constituye el núcleo de la dentina. Es producida por odontoblastos maduros que segregan colágeno y proteoglicanos y contiene fibras colágenas más finas de disposición irregular, perpendicular a los túbulos dentinales (13).

Luego de la formación y maduración de la matriz dentinal, ocurre su mineralización. Este, es uno de los procesos esenciales para la formación de tejidos duros como los huesos y los dientes. El resultado del proceso es un tejido colagenoso, mineralizado, rodeado por una matriz (16). El mineral de la dentina es una apatita carbonatada, similar a la apatita del hueso y del tendón calcificado, ubicado entre las moléculas de colágeno (intrafibrillar) o conectado entre las fibrillas de colágeno (extrafibrillar). El colágeno tipo I representa el 90% del contenido total de proteínas en la matriz orgánica de la dentina (17) y establece el marco espacial de restricción para la deposición ordenada de cristales (18).

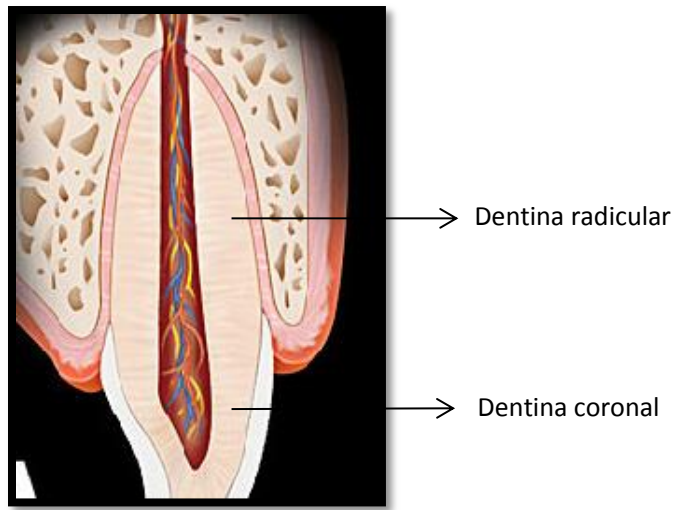
La deposición de cristales en la matriz se produce gracias a dos aspectos: el primero se relaciona con los procesos físico-químicos que mantienen el equilibrio entre la hidroxiapatita y los iones de calcio y fosfato y el segundo describe la participación de la matriz orgánica en el proceso (19).

Los procesos físicos químicos, inician en la solubilidad y precipitación de los iones de calcio y fosfato, avanzan hacia la nucleación de los cristales en forma de fosfato de calcio amorfo y finalmente crecen para obtener cristales de hidroxiapatita. La participación de la matriz orgánica en procesos de mineralización refiere que su principal componente: el colágeno y en menor proporción las proteínas no colágenas como: sialoproteína dentinaria, fosfoproteína dentinaria, proteínas de la matriz dentinaria 1,2,3,4, proteoglicanos: condroitin sulfato, queratán sulfato, osteocalcina, proteínas gla (ac. carboxiglutámico) sirven como molde para el establecimiento de los cristales (20).

Finalmente, como resultado de la combinación de estos eventos se obtiene el mineral de la dentina, que es una apatita carbonatada, similar a la apatita del hueso y el tendón calcificado, ubicado entre las moléculas de colágeno (intrafibrilar) o conectado entre las fibrillas de colágeno (extrafibrilar) (19).

2.2 Dentina

La dentina es el eje estructural del diente y conforma el tejido mineralizado con mayor volumen. Si dividimos el diente en dos mitades, decimos que la mitad superior corresponde a la corona y la mitad inferior corresponde a la raíz. En la porción coronal del diente, la dentina que limita externamente con el esmalte se le llama dentina coronal y en la porción radicular, la dentina que limita con el cemento se le llama dentina radicular. Internamente, la dentina, delimita con una cavidad denominada cámara pulpar. Aquí, se aloja la pulpa dental que es un tejido conectivo laxo especializado altamente vascularizado e inervado, cuya función es la formación de dentina (12). Figura 2-1.

Figura 2-1: Dentina

El espesor de la dentina varía según el tipo de diente, la zona del diente y la condición del diente (joven o envejecido). Por ejemplo, en los caninos y molares el espesor es de 3 mm mientras que en los incisivos inferiores es de 1 a 1,5 mm. También, es mayor en los bordes incisales y vértices cuspidos y es menor en la raíz. Así mismo, un diente envejecido tiene mayor espesor dentinal que un diente joven (12).

Pashley en 1996, describió la dentina como un compuesto biológico y poroso, conformado por una matriz de colágeno relleno de cristales de hidroxiapatita. También, lo considera un sustrato difícil y complejo para la adhesión debido a su estructura histológica y composición. Histológicamente, la dentina está constituida por dos grandes estructuras: Los túbulos dentinales y la matriz intertubular.

Los túbulos dentinales son estructuras cilíndricas delgadas que se extienden por todo el espesor de la dentina tanto coronal como radicular. Describen un trayecto en forma de S con excepción en vértices cuspidos, bordes incisales y zona periapical que describen un trayecto casi recto (12). Las paredes de los túbulos están tapizadas por dentina peritubular, que es altamente mineralizada y le da consistencia a los túbulos. A su vez, los túbulos alojan en su interior las fibrillas de Thomsen o prolongaciones citoplasmáticas del odontoblasto. Como consecuencia de la formación de dentina, los odontoblastos se desplazan hacia el interior del diente apiñándose y reduciendo la cámara pulpar.

Por lo tanto, la dentina profunda (cerca de la pulpa) tiene 45.000-65.000 túbulos dentinales por mm^2 y dentina superficial (alejada de la pulpa) tiene cerca de 15.000-20.000 mm^2 . Mientras que, en la dentina radicular, el número de túbulos es de 24.000 mm^2 cerca de la pulpa y 12.000 mm^2 lejos de la pulpa.

La otra estructura que compone la dentina es: la matriz intertubular, como su nombre lo indica está ubicada entre túbulo y túbulo dentinal y separa un túbulo dentinal de sus vecinos. Presenta menor grado de calcificación (12). Se compone fundamentalmente de fibras colágenas en forma de malla fibrilar, entre la cual y sobre la cual se depositan los cristales de hidroxapatita. La dentina intertubular presenta diferencias en la dureza dependiendo dónde se ubica; cerca de la pulpa presenta valores bajos entre 0.15-0.03 Gpa y lejos de ella, tiene valores entre 0.51-0.02 Gpa.

Por otro lado, las características de la dentina, cambian cuando el diente erupciona, porque este, es sometido a estímulos fisiológicos como las fuerzas de masticación y a estímulos patológicos como la caries dental y trauma. Para responder a dichos cambios, el odontoblasto, secreta matriz dentinal altamente mineralizada, llamada dentina terciaria (14).

La dentina terciaria es producida por el complejo dentino - pulpar, y su producción puede estar afectada por factores como extensión y duración del estímulo, variación de la estructura dentinal y la edad del diente. Por ejemplo, los estímulos crónicos como caries dental o atrición, producen en la dentina, oclusión del túbulo, deposición de minerales en la dentina peritubular o precipitación de sales minerales, así, el odontoblasto produce una barrera calcificada que protege el complejo dentino- pulpar (14).

Por el contrario, cuando el estímulo es agudo, (preparación cavitaria, dental y/o fractura) se genera una crisis en los elementos celulares del complejo dentino pulpar, hay disminución en la cantidad de células, y cabe el interrogante si el odontoblasto pueda sobrevivir a dicha injuria. Si es así, el odontoblasto, forma dentina terciaria reaccional, si no sobrevive, la pulpa forma un tejido de cicatrización llamado dentina terciaria reparadora (13).

La dentina reparadora contiene menos colágeno y menos cantidad de proteínas no colágenas (14, 20). Se produce en la superficie pulpar subyacente a la dentina primaria o secundaria de las áreas irritadas y sobre los túbulos dentinarios que comunican estas dentinas con la lesión (caries dental) (21). Cuando el estímulo o agresión supera la capacidad de respuesta del complejo dentino pulpar aparecen las lesiones pulpares irreversibles, en cuyo caso, es mandatorio realizar tratamiento endodóntico (14).

2.3 Dientes tratados endodónticamente

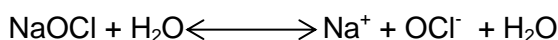
Durante el tratamiento endodóntico se realiza la extirpación del tejido pulpar y el debridamiento de las paredes del canal radicular con el objetivo de desinfectarlo y descontaminarlo (22). Para ello, se utilizan instrumentos manuales y rotatorios que forman una capa compuesta por bacterias, restos pulpares y toxinas llamada capa de barrillo dentinal; que se deposita sobre la superficie, y tapa los túbulos dentinales.

Autores como McComb D, Branström y Pashley en 1984 (citados en Torabinejad en 2002) recomendaron eliminar la capa de barrillo dentinal para asegurar la penetración de los medicamentos intracanal y la calidad de la obturación por lo tanto, la capa de barrillo dentinal en conductos infectados debe eliminarse mediante la irrigación o lavado del mismo (23).

El irrigante de conductos más usado es el hipoclorito de sodio (24) (NaOCl) en solución acuosa al 5.25 % (25). Irrigar con dicha sustancia tiene ventajas y desventajas. Como ventajas está su baja tensión superficial, que facilita la penetración del mismo al sistema de conductos acelerando su capacidad de acción. Es antimicrobiano, bactericida, destruye hongos, esporas, virus, oxida e hidroliza proteínas, disuelve tejido vital y no vital (26). Además, remueve iones de magnesio y carbonato del tejido dentinal (27, 28). Las desventajas se refieren a su toxicidad dependiendo del grado de concentración, es inestable por liberar cloro y oxígeno (29).

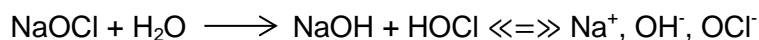
En términos generales, los hipocloritos son oxidantes fuertes, que actúan como agentes de blanqueo y desinfección. Son utilizados en el tratamiento de fibras y en la eliminación de microorganismos del agua. Las soluciones de hipoclorito se clasifican en blanqueadores de uso doméstico cuya concentración de cloro varía entre 5 y 5.5%. y en soluciones fuertes o comerciales que contienen un 12-15% de cloro disponible (30). La solución usada en odontología pertenece a los blanqueadores de uso doméstico. Es decir, tiene 5% de cloro disponible. Ello indica que, la solución contiene agua en un 95% e hipoclorito de sodio (NaOCl) en un 5%. La mezcla de hipoclorito de sodio con agua, produce una reacción de disociación, mostrada en la ecuación 2-1:

Ecuación 2-1: Solución de hipoclorito de sodio en agua



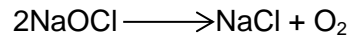
En este mismo sentido, Pécora y cols en 1999 (citado en Estrela C 2002) y Kuga en 2011, establecieron que a partir de las soluciones acuosas de hipoclorito de sodio, se obtienen compuestos como el hidróxido de sodio (NaOH) y ácido hipocloroso (HOCl) que a su vez derivan en iones de sodio, hipoclorito, e hidroxilos (31, 32). Ver ecuación 2-2:

Ecuación 2-2: Iones derivados de la solución de hipoclorito de sodio

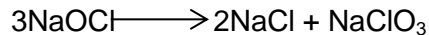


Según Kirck y Othmer en 1966 (citado en la página www.minambiente.gov.co/documentos/Guia18.pdf del Ministerio de Ambiente y Desarrollo Sostenible 2004) cuando la solución de hipoclorito se descompone, se obtiene cloruro de sodio y oxígeno (30), como lo muestra la ecuación 2-3 o cloruro de sodio y clorato de sodio como en la ecuación 2-4:

Ecuación 2-3: Descomposición de hipoclorito de sodio en solución

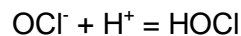


Ecuación 2-4: Alternativa de descomposición de hipoclorito de sodio en solución



Sin embargo, otros autores reportaron la posibilidad de formar agua dependiendo del pH de la solución. El pH, es un factor influyente en la efectividad y estabilidad de la solución. Cuando este es básico, la cantidad de ion hipoclorito (OCl^-) y ácido hipocloroso (HOCl) están equilibradas, pero si el pH está ácido, el ion hipoclorito OCl^- puede combinarse con hidrógeno H^+ como se ve en la ecuación 2-5, y formar ácido hipocloroso HOCl . Por lo tanto, conviene que la solución de hipoclorito de sodio tenga pH básico (entre 11 y 11.7) (33).

Ecuación 2-5: Combinación del hipoclorito de sodio con hidrógeno



Con respecto al mecanismo de acción del hipoclorito de sodio, Barbin E, Santos T, Pécora J en 1999 (citados en Estrela C y col 2002) y Santos A en 2003, reportaron que en los tejidos orgánicos actúa de tres formas, por saponificación, a través de la degradación de ácidos grasos y lípidos bacterianos, por neutralización de aminoácidos formando sal y agua y por cloraminación, usando el cloro liberado en la reacción para unirse a los grupos amino de las proteínas, formando cloraminas, las cuales interfieren en el metabolismo celular (34).

Ahora bien, para efectos de esta investigación y de explicar cómo actúa la solución de hipoclorito de sodio sobre el tejido dentinal durante el tratamiento endodóntico se asumió

la irrigación del tejido dentinal con una solución a pH básico, a 25 °C de temperatura y que los subproductos formados fueron: sodio (Na^+), hipoclorito (OCl^-), Cl_2 , O_2 a una concentración de 5%.

Por otra parte, cuando realiza un tratamiento endodóntico en conductos estrechos o escleróticos, se recomienda, lavar con una solución de ácido etilendiaminotetraacético disódico (EDTA) porque el hipoclorito de sodio no impregna bien la superficie y causa una irrigación incompleta (5, 26, 29).

El ácido etilendiamino tetraacético (EDTA) es una solución quelante, usada durante la instrumentación de conductos estrechos y para remover la capa de barrillo dentinario o smear layer, con el objeto realizar la preparación mecánica del conducto, y aumentar la penetración de los medicamentos intracanal. El EDTA reacciona con el calcio de la dentina formando quelatos de calcio solubles en agua; por consiguiente, desmineraliza la superficie, dejando capas de colágeno susceptibles a la degradación térmica (26, 35).

Sin embargo, como el EDTA no posee capacidad desinfectante, no remueve el componente orgánico del barrillo dentinal, se recomienda usarlo en combinación con hipoclorito de sodio, aunque se cree que este inactiva el cloro de la solución, haciendo que la solución pierda capacidad proteolítica (36, 37). También, durante la fase de restauración dental, se recomienda irrigar el conducto con hipoclorito de sodio y/o con EDTA para remover el barrillo dentinal y mejorar la adhesión (37).

Sin embargo, a pesar de las ventajas de estas soluciones, varias investigaciones afirman que irrigar la dentina con hipoclorito de sodio y/o EDTA ocasiona cambios irreversibles que deterioran sus propiedades mecánicas. Baumgartner y Calt (citados en Zhang 2010) reportaron que el uso secuencial de hipoclorito de sodio y EDTA causa erosión en las paredes del canal, disolución de la dentina peritubular e intertubular superficial, ampliación del túbulo dentinal, y reducción de las propiedades mecánicas de la dentina tratada (38).

Así mismo, Saghiri M en 2009 reportó que el hipoclorito de sodio en diferentes concentraciones y/o EDTA generan desproteización y desmineralización de la superficie dentinal provocando cambios irreversibles en la composición química, la relación calcio fosforo y la microdureza (39).

Ahora bien, no solo los irrigantes afectan la dentina tratada endodónticamente. Armstrong en 2006, reportó usar fresas a alta velocidad con poca irrigación, quema la dentina y cambia su color, al tiempo que, el empleo de instrumentos calientes durante la obturación del canal, causa desnaturalización de la matriz mineralizada ocasionando pérdida en la resistencia mecánica del tejido (27, 40).

Finalmente, según Faria en 2011 los dientes tratados endodónticamente, presentan una característica común: la fractura dental (41); que históricamente se le ha atribuido a la

pérdida de agua por falta del tejido pulpar, lo que la hace menos elástica (42), aunque este concepto es controvertido, porque actualmente se señalan otros factores que contribuyen con la fractura de estos dientes, como la pérdida de tejido dentinal ya sea por caries, restauraciones extensas, y acceso al canal radicular.

2.4 Restauración de dientes tratados endodóticamente

Cuando se ha decidido restaurar un diente que ha perdido gran cantidad corona clínica es preciso analizar factores de tipo endodóntico, periodontal, restaurador y estético que ayudan a diagnosticar qué dientes deben ser conservados (43), asegurando el éxito del tratamiento restaurador. Ante esta situación, hay necesidad de sustituir el tejido dental perdido y evitar que el remanente se fracture (5).

La restauración de dientes tratados endóticamente es uno de los temas más estudiados y controvertidos en odontología. Ya que la literatura se muestran opiniones encontradas a cerca de los procedimientos clínicos y los materiales que deben usarse con el fin de devolver al diente la función, la estética y brindar restauraciones longevas (44).

La resistencia y longevidad de una restauración definitiva dependen del material del poste, de su longitud, del espesor de dentina, la longitud de la raíz, la adhesión del poste a la dentina, la presencia de ferrúle y la carga ejercida sobre el diente (2).

En cuanto al material de los postes, se indica que estos deben tener propiedades físicas similares a las del diente, que sean biológicamente compatibles, y que puedan distribuir los esfuerzos de manera uniforme a la estructura remanente. Desafortunadamente, los materiales usados tienen propiedades físicas distintas a la dentina y muestran comportamientos mecánicos (fatiga) diferentes (45).

Fernandes en 2003, reportó inicialmente la confección de retenedores intraradiculares colados o prefabricados, empleando aleaciones metálicas que tienen módulo de elasticidad y rigidez diferente al tejido dentinal. Es decir, estos aditamentos resisten mayores esfuerzos sin distorsionarse, aunque generan daño potencial al tejido dental ya que son elementos rígidos. Posteriormente, se fabricaron postes en fibra de carbono, con propiedades más parecidas al diente, aportadas por la disposición de las fibras dentro de la matriz de resina, esto les permitía disipar los esfuerzos; aunque su principal desventaja fue la poca resistencia en comparación con los postes metálicos (46).

En la actualidad, se fabrican postes en fibra de vidrio, conformados por fibras de vidrio embebidas en una matriz de polímero para aumentar la rigidez, la resistencia a la fractura, y la resistencia a la fatiga (7). Las fibras pueden estar entrecruzadas formando una trama en la red polimérica, que le confiere mejores propiedades mecánicas (47).

Además, estos postes son biocompatibles, resistentes a la corrosión, tienen propiedades estéticas, por ello son utilizados en coronas completamente cerámicas. También, presentan módulo elástico similar a la dentina, lo que permite reducir la incidencia de fracturas radiculares irreparables en comparación con postes prefabricados metálicos o colados. Finalmente, son fáciles de remover si se requiere retratamiento endodóntico (48).

En contraste, Bell en 2004 reportó inconvenientes en el material de los postes de fibra, ya que la matriz polimérica forma enlaces cruzados con las fibras, lo que más difícil la adhesión a la dentina y al cemento resinoso. En su estudio el comparó la adhesión de un poste con fibras unidireccionales y continuas, de matriz polimérica multifases con postes de fibras cruzadas y encontró que los primeros tienen mayor resistencia adhesiva que los postes de fibras cruzadas (45). Por su parte Flinn en 1994 y Callister en 2008, (citados en Stewardson 2010) y O'Brien en 1997, describieron que las propiedades mecánicas de los postes de fibra están determinadas no solo por las propiedades de las fibras en sí, sino por la capacidad de unión entre ellas y la matriz que las forma, aunque también dependen de la proporción, diámetro, orientación de la fase de relleno (49, 50).

Mecánicamente, "El poste en fibra de vidrio presenta un módulo de elasticidad similar a la dentina, que según O'Brien es de 15 Gpa, es decir, inferior a lo que puede ser el de titanio", de esta manera se distribuyen esfuerzos por toda la estructura dentaria (50). En cuanto a la longitud del poste muchos autores han sugerido una longitud óptima ofrece la mayor retención y longevidad de la restauración. Neagly (citado en Hsu, 2012) reportó que 8 mm es suficiente, Sorensen y Martinoff (citados en Hsu, 2012) reportaron que el poste debe tener mínimo la altura de la corona. Godacre y Spolnik (citados en Hsu, 2012) refieren que el poste debe medir $\frac{3}{4}$ de la longitud del canal radicular, por consiguiente debe quedar 4-5 mm de sellado apical (51).

2.5 Cementación de los postes de fibra de vidrio

La cementación del poste implica la colocación y fijación del mismo dentro del canal radicular utilizando cementos resinosos. Desde 1980, se prefieren los cementos poliméricos a base de resina compuesta, ya que incrementan la retención del poste, tienen módulo de elasticidad parecido al del diente, ello les permite formar un complejo homogéneo que absorbe los esfuerzos dentales, disminuyendo el riesgo de fractura radicular, la microfiltración, y la reinfección apical (52).

Según la estrategia adhesiva empleada, los cementantes se clasifican en tres categorías: cementos resinosos de grabado total, cementos autograbadores y cementos autoadhesivos. Los de grabado total requieren de la aplicación de ácido fosfórico, seguido por un adhesivo de grabado total. Es decir, se realizan dos pasos antes de colocar el cemento de resina. Los autograbadores, contienen primers ácidos, que no se

lavan y que alteran la estructura dental antes que los adhesivos. Y los cementos autoadhesivos, son aquellos que logran la adhesión sin requerir pre tratamiento al sustrato dentario. Es decir, únicamente, se mezcla el cemento y se lleva al conducto en un solo paso (53, 54).

Escoger el cementante adecuado constituye un reto. Según, citados en Goracci en 2011 es más confiable y seguro cementar postes de fibra de vidrio con sistemas adhesivos de grabado total y de polimerización dual. Aunque por ser una técnica de tres pasos es sensible, y sus resultados dependen de la exactitud y correcta manipulación del operador (55).

Así mismo, Kalkan 2006 y Akgungor 2006, reportaron que dichos cementos, presentan mayores valores de resistencia adhesiva en la dentina coronal, mientras que en dentina radicular, específicamente en los tercios medio y apical estos valores son menores debido al poco control que se tiene de la humedad, a la dificultad de acceso al canal radicular, la falta de material y en ocasiones por polimerización incompleta del mismo (56, 57).

En contraste, Nakamura en 2010 (citado en Cantoro 2011) recomienda los sistemas de cementación autoadhesivos, porque “no requieren pre-tratamiento al sustrato restaurativo y dental, lo que simplifica la técnica y ahorra tiempo de consultorio”. Sin embargo, en la actualidad, no hay estudios que evalúen y soporten la capacidad de adhesión y sellado de los mismos en dentina radicular (10).

Por otro lado, cuando el poste es cementado en el conducto radicular, se crean dos interfases, la primera, entre la dentina y el cemento polimérico y la segunda, entre el cemento polimérico y el poste. La estabilidad en dichas interfases, dependerá de la resistencia del cemento y de su adhesión a las paredes del canal (57).

En cuanto a la adhesión a la dentina, Mantilla en 2005 reportó que, depende de la capacidad de infiltración de los primers y adhesivos una vez que la dentina es acondicionada, con el fin de generar retenciones micromecánicas, entrecruzamientos de los monómeros resinosos con el colágeno dentinal, y formar la capa híbrida (28).

Sin embargo. Breschi en 2008 (citado en Goracci 2011), indicó que en los dientes tratados endodónticamente, otros factores interfieren con el proceso de adhesión. Dentro de ellos se mencionan, la irrigación con hipoclorito de sodio y/o EDTA porque causan alteración en la estructura dentinal, la acumulación de medicamentos y selladores intracanal a base de eugenol que inhiben la polimerización de los cementos resinosos (55).

Con respecto a la interfase cemento de resina - poste, Demiryürek 2009 y Jongsman 2010, reportaron que esta es más fuerte que la interfase cemento de resina – dentina,

aunque todavía presenta fallas (58, 59). Para superar esto, se ha propuesto tratar la superficie del antes de cementarlo, empleando métodos mecánicos y químicos como el arenado y silanización (60).

Según Sahafi en 2004, la silanización es la aplicación de primers sobre las restauraciones (en este caso postes), para crear una verdadera adhesión química entre el cemento de resina y la restauración misma. Mientras que el arenado, se usa para alterar y modificar la superficie tratada empleando partículas de alúmina cubiertas o no con silicatos, de diferentes tamaños (30 μm y 50 μm .) con el fin de crear rugosidad superficial y aumentar el área de adhesión (60).

Sin embargo, estos procedimientos son controvertidos. Monticelli en el 2008, (citado en Jongsma 2010) cuestionó la efectividad del arenado en postes de fibra de vidrio, ya que este por ser un método inespecífico, actúa indistintamente sobre la matriz o las fibras de vidrio, causando daño a la estructura del poste (59).

También, Güler menciona que existen otros métodos que buscan mejorar la adhesión del cemento al poste, ellos son: grabado del poste con ácido hidrofúorhídrico al 5% seguido por silanización, activación química del poste con acetona, cloroformo, peróxido de hidrógeno, ácido fosfórico seguido de silanización (48). Aunque, el grabado con ácido fluorhídrico y el tratamiento con óxido de aluminio causan daño al poste cuando se deja por mucho tiempo.

Finalmente, a pesar de los avances en adhesión, Cagidiaco y Ferrari en 2007 (citados en Cantoro 2011) y Zhang 2012, reportaron que el tipo de fracaso más común de los postes de fibra de vidrio es la descementación o pérdida de retención de los mismos, siendo la interfase dentina- cemento polimérico- poste, el punto más débil de la restauración con postes (10, 61).

2.6 Definiciones de los términos que se aplican al modelo

Según el Glosario de términos de prostodoncia, la biomecánica es la aplicación de las leyes de la mecánica a las estructuras vivas, específicamente a los sistemas de locomoción del cuerpo (62). También, está definido como el estudio de la biología desde el punto de vista funcional. Sin embargo, en odontología, el término exacto es biomecánica dental; entendida como la relación entre el comportamiento biológico de las estructuras dentales y la influencia física de una restauración dental. A continuación se definirán términos usados en biomecánica.

2.6.1 Fuerza

Es un tipo de acción que un cuerpo ejerce sobre otro. Es decir, para que haya una fuerza, indiscutiblemente debe tener dos cuerpos. La fuerza es un vector que tiene asociado una dirección en el espacio. Al ser aplicada en un cuerpo produce en el movimiento o deformación. Si la fuerza actúa sobre un cuerpo en reposo, causa movimiento del cuerpo, a su vez dicho movimiento puede ser aumentado o disminuido o cambiando de dirección la magnitud y dirección de la fuerza. Por el contrario si la fuerza se aplica en un cuerpo fijo, produce en el cuerpo deformación (63).

2.6.2 Esfuerzos

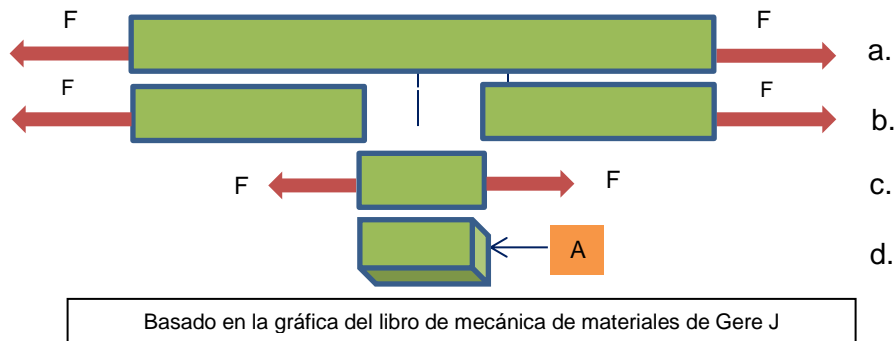
Se refiere a la intensidad de las fuerzas o cargas distribuidas sobre una sección dada de un material. Se designa por la letra griega sigma σ , y se obtiene dividiendo la magnitud de la carga por el área de sección transversal (ver ecuación 2-6). Si el valor de los esfuerzos obtenidos tiene signo positivo indicará un esfuerzo de tensión, por el contrario si el valor obtenido es de signo negativo señalará un esfuerzo por compresión. El esfuerzo se expresa en unidades de fuerza por área: N/m^2 , o Kpa, Mpa, o Gpa (64).

Ecuación 2-6: Esfuerzos normales

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

Los esfuerzos pueden ser normales o cortantes. Los esfuerzos normales se calculan en cuerpos sometidos a cargas axiales, es decir, que pasan paralelas al eje del cuerpo (tensión o compresión). Para hallar los esfuerzos normales es necesario conocer la magnitud de la carga aplicada en una sección determinada. Para ello, la sección a medir en dicho cuerpo debe ser sacada en forma perpendicular a su eje, para que la fuerza interna analizada también sea perpendicular o normal al plano de la sección estudiada (Ver Figura 2-2). El valor obtenido puede suponer el esfuerzo uniforme para la sección estudiada (64).

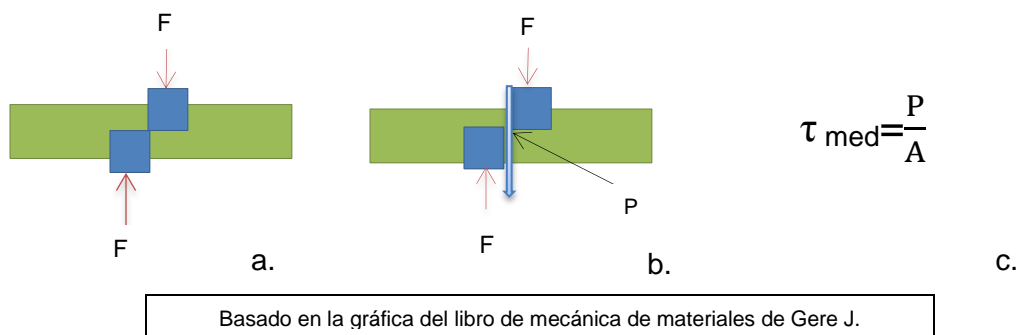
Figura 2-2: Esfuerzos normales



- a. Cuerpo sometido a una carga axial de tensión. b. Cuerpo seccionado c. sección del cuerpo a la que se hallará los esfuerzos normales. d. Área de la sección analizada.

Los esfuerzos cortantes se denotan con la letra τ y se calculan en cuerpos sometidos a cargas transversales o cortantes, las cuales pasan perpendicular al eje longitudinal del cuerpo y lo cortan (Ver Figura 2-3). Para hallar los esfuerzos cortantes, es necesario conocer la resultante P de las fuerzas cortantes F en el plano de la sección analizada. En términos matemáticos es dividir la resultante de las fuerzas cortantes por el área de la sección transversal. El valor obtenido es un valor medio del esfuerzo cortante que no puede suponerse uniforme en la sección analizada (64).

Figura 2-3: Esfuerzos cortantes



- a. Cuerpo sometido a una carga cortante b. Fuerza resultante del cortante. c. Ecuación usada hallar los esfuerzos cortantes medios

2.6.3 Esfuerzos Von Mises

Son esfuerzos equivalentes a la energía de deformación por distorsión. Se ha demostrado que el método de la energía de distorsión o deformación de un cuerpo es el mejor estimador de falla en materiales dúctiles bajo cargas estáticas o para esfuerzos normales, cortantes o combinados totalmente reversibles. Los esfuerzos von Mises se representan con el símbolo σ_0 calculado para esfuerzos principales máximos y mínimos σ_1 σ_2 (65). Ver ecuación 2-7.

Ecuación 2-7: Esfuerzos Von Mises

$$\sigma_0 = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1 \sigma_2}$$

2.6.4 Deformación

Es el cambio en el tamaño o forma de un cuerpo debido a esfuerzos internos producidos por una o más fuerzas aplicadas sobre el mismo. La deformación de un cuerpo de área constante, sometido a una carga axial, se denomina deformación normal y se define como el alargamiento del cuerpo por unidad de longitud. Se denota con la letra epsilon ϵ . No tiene unidades, y se representa con un escalar. Donde δ y ΔL representan el cambio de longitud, L o L_0 la longitud inicial del cuerpo (64). Ver ecuación 2-8.

Ecuación 2-8: Deformación

$$\epsilon = \delta/L \quad \text{o} \quad \epsilon = \Delta L/L_0$$

2.6.5 Elasticidad lineal

Es la propiedad dada en algunos materiales o cuerpos que presentan una relación lineal entre el esfuerzo y la deformación cuando se les aplica una carga. Es decir, que el cuerpo es linealmente elástico. Muchos materiales estructurales incluyendo la madera, los plásticos, las cerámicas se comportan de manera elástica y lineal cuando se les aplica una fuerza por primera vez (66). Pero cuando este comportamiento no se presenta se dice que el cuerpo o material es inelástico.

2.6.6 Módulo de elasticidad

También llamado módulo de Young en honor al físico inglés Thomas Young. Corresponde a la pendiente del diagrama esfuerzo – deformación en el segmento linealmente elástico. Se expresa en las mismas unidades de esfuerzo, es decir en Mpa, Gpa, Psi o Kpsi ya que la deformación es adimensional.

Además, esta medida representa la rigidez de un material. En términos generales, cuando un material presenta un módulo de elasticidad alto se dice que es muy rígido, como es el caso de los materiales metálicos, pero cuando el modulo es pequeño, el materiales se considera flexible, como es el caso de los polímeros (66). En términos matemáticos, el modulo elástico se define mediante la ecuación 1-8.

Ecuación 2-8: Módulo de elasticidad

$$\text{Módulo Elástico (E)} = \frac{\text{Esfuerzo}(\sigma)}{\text{Deformación}(\epsilon)}$$

2.6.7 Relación de Poisson

Es el cociente entre las deformaciones laterales y axiales de un cuerpo sometido a una fuerza de tracción o compresión dentro del intervalo elástico (66). Esta relación adimensional se representa por la letra griega nu ν y se puede expresar como se muestra en la ecuación 2-9.

Ecuación 2-9: Relación de Poisson

$$\nu = \frac{\text{Deformación unitaria lateral}}{\text{Deformación unitaria Axial}}$$

2.6.8 Resistencia

Es un término general para describir la capacidad de un cuerpo de resistir o soportar una carga sin romperse. Está relacionada con la máxima capacidad de deformación del cuerpo. Se puede conocer la resistencia específica del material, dependiendo de la carga aplicada (compresión, tensión o corte) (66).

- Resistencia a la compresión: es el máximo esfuerzo compresivo que soporta un cuerpo o material sin fracturarse.
- Resistencia a la tensión: es el esfuerzo máximo en tensión que soporta un cuerpo antes de fracturarse.
- Resistencia al corte o cizallamiento: es el esfuerzo máximo en cizallamiento que soporta un cuerpo antes de fracturarse.

2.6.9 Fatiga

Es el deterioro de un material por acción de ciclos repetidos de esfuerzo y deformación, que conlleva al agrietamiento progresivo hasta que produce su fractura. Las fallas por fatiga se producen normalmente en la superficie del material, en aquellas regiones donde el esfuerzo local es mayor que el esfuerzo promedio que actúa en la sección transversal (67). La falla en un material depende de la naturaleza, del tipo de esfuerzo aplicado y de su geometría (66).

2.7 Biomecánica dental

Las fuerzas dentales producidas durante la masticación y la deglución generan una carga sobre los dientes conocida como fuerza mordida. Su magnitud, presenta rangos amplios de variación de un paciente a otro y está influenciada por factores morfológicos como la altura facial, la inclinación mandibular y factores fisiológicos como la edad, el género, el número de dientes presentes, soporte periodontal, presencia de obturaciones, presencia de dolor y/o desórdenes temporomandibulares, posición y número del diente (68).

Según Craig, en los pacientes adultos la fuerza de mordida disminuye de la región molar a la incisiva. En molares, la fuerza varía entre 400-800N, en premolares es de 300N, en caninos de 200N y en los incisivos de 150N (69). Aunque para Grippo 1991, la fuerza de mordida en la región premolar y molar es menor: de 100-200N y 500 N respectivamente (70). Con relación a la región incisiva, Londoño E en 2008 reportaron que la fuerza de mordida en pacientes jóvenes, de 12 a 15 años, aumentó hasta 18.89 kgf es decir, 189 N

aproximadamente, sin embargo en la región molar dicha fuerza fue de 42.26 kgf (423 N aproximadamente) (71).

En términos generales, las fuerzas de mordida son recibidas por la corona del diente, transferidas a través de la raíz y los tejidos de inserción hacia el hueso alveolar. (72). A su vez, los tejidos de soporte del mismo, sufren una deformación hasta que se producen fuerzas de reacción que contrarrestan la fuerza aplicada y el diente alcanza el equilibrio (73).

Si la fuerza aplicada es ligera, el diente responde con un movimiento asumido por el ligamento periodontal, pero si la fuerza aplicada es de mayor magnitud, la respuesta será asumida por el hueso alveolar y está relacionada con su viscoelasticidad (74). La respuesta del ligamento periodontal ante una carga se debe a su comportamiento viscoelástico, donde el componente vascular y la sustancia fundamental aportan la respuesta viscosa, el tejido fibroso y el hueso alveolar aportan elasticidad.

Durante estos ciclos de carga y descarga masticatoria, el ligamento periodontal también se encarga de la reabsorción y regeneración del hueso alveolar, del cemento radicular y del ligamento propiamente, manteniendo la homeostasis de los tejidos de soporte y cicatrizando tejidos dañados. Sin embargo, cuando las fuerzas oclusales exceden la capacidad adaptativa del ligamento periodontal, el tejido se daña y se produce trauma oclusal (75).

El otro aspecto significativo en la biomecánica dental, es entender como contribuye el esmalte, la dentina, en la respuesta del diente ante una carga aplicada. Gracias a su estructura jerárquica, composición, y el entrecruzamiento prismático el esmalte dental, tiene un comportamiento anisotrópico, es rígido, y resistente al desgaste, lo que hace que desvíe la carga lejos de su estructura quebradiza reduciendo así el potencial de fractura del diente (76).

Según Phillips, las propiedades del esmalte varían con la posición en el diente y con la dirección de la fuerza aplicada. El esmalte de las cúspides es más resistente que el de las superficies axiales. Cuando la fuerza aplicada va en dirección paralela a los prismas el esmalte es resistente a la compresión mientras que si la fuerza aplicada se ubica perpendicular a ellos, el tejido es frágil (77).

Así mismo, la dentina muestra un comportamiento especial gracias a su estructura y composición. Las diferencias entre la dentina coronal y radicular (superficial o profunda), la orientación y densidad de los túbulos dentinales, genera diferencias significativas en la distribución de la carga aplicada y sus propiedades mecánicas (78, 79). Según Mannocci en 2004, en la dentina radicular el número de túbulos dentinales va disminuyendo de coronal hacia apical de 57000 a 4900 por mm^2 . Además, en la dentina superficial se encuentra igual número de túbulos, mientras que en la dentina radicular es posible encontrar muchas ramificaciones tubulares que modifican la respuesta del tejido (80).

En consecuencia, la dentina también se considera un material anisotrópico, ya que, distribuye la carga aplicada de manera diferente en los 3 ejes. Es decir, que propiedades como el módulo de elasticidad, la resistencia ténsil última, la resistencia compresiva en la dentina varían dependiendo de la dirección de la carga y el sitio de aplicación. Mannoci y cols en 2003, reportaron que la resistencia ténsil en la dentina radicular del tercio coronal fue 20,7 Mpa mientras en la dentina radicular tercio medio-apical fue 42.2 Mpa (80). Ahora bien, no solo las diferencias estructurales de estos tejidos causan variabilidad en sus propiedades, sino que factores externos reportados por Carvalho en 2012 como la caries dental, la esclerosis dentinal, la edad dental y la aplicación de sustancias químicas como los agentes blanqueadores y ácidos inducen alteraciones significativas en las propiedades mecánicas de la dentina (81).

Según Sano en 1994 y Carvalho en 1996 (citados en Carvalho 2012) la resistencia ténsil en la dentina mineralizada varia de 60-100 Mpa, pero cuando se desmineraliza o es afectada por caries disminuye a valores entre 10-25 Mpa (81). En cuanto al módulo de elasticidad, Sano en 1994, Carvalho en 1996, y Maciel en 1996 (citados en Carvalho 2012) la dentina mineralizada presenta valores entre 13-18 Mpa pero cuando es desmineralizada el módulo aumenta reportando valores entre 50-70 Mpa (81). De igual forma, la microdureza Knoop y la densidad se reducen por los cambios en la mineralización de la dentina (78).

2.8 Modelos Matemáticos

2.8.1 Definición

Un modelo matemático es un grupo de ecuaciones, algebraicas o diferenciales usadas para explicar el comportamiento de cualquier sistema físico (estático o dinámico) con el objetivo de cuantificarlo en lenguaje matemático. Puede ser usado en todas las áreas de conocimiento (ingeniería, biología, medicina, economía y finanzas) aunque requiere, del planteamiento y solución de las ecuaciones, que explican el fenómeno en estudio (82).

Construir modelos matemáticos complejos, tiene ventajas y desventajas. En cuanto a las ventajas está la reducción de tiempo y dinero a los investigadores, ya que el fenómeno se puede reproducir virtualmente bajo condiciones de carga probables. Su desventaja consiste en la idealización de los fenómenos, ya que el investigador tiende a realizar simplificaciones que afectan la reproducibilidad del modelo; y que, sólo pueden ser valoradas por medio de pruebas experimentales aplicadas a modelos físicos de escala reducida (83, 84).

Por otro lado, construir modelos matemático es un arte, primero hay que seleccionar correctamente las ecuaciones que describirán los sistemas a estudiar, teniendo en

cuenta que, ellos, están regidos por las leyes fundamentales de la conservación (ley de conservación de las masas, ley de conservación de la energía, leyes de Newton, ley de Coulomb, ley de Fourier, entre otras) y segundo, requiere el conocimiento de herramientas matemáticas como vectores algebraicos, operaciones con matrices y ecuaciones diferenciales ordinarias (82).

En términos prácticos, un modelo matemático contiene tres elementos: el primer elemento, son los parámetros, es decir, objetos o símbolos que representan el sistema y que serán constantes, el segundo elemento, son las variables, es decir, aquellos objetos o símbolos que representan al sistema y que varían con el tiempo. Y el tercer elemento, son las relaciones funcionales, están describen la forma en que cambian las variables y como son afectadas por los parámetros (85).

Una vez definidos los elementos anteriores, se formulará el modelo, teniendo en cuenta los siguientes pasos:

1. Realización de un esquema del sistema físico o proceso a estudiar
2. Delimitación del esquema
3. Establecimiento de simplificaciones al sistema, con el de reducir el número de variables estudiadas, y el número de términos de la ecuación
4. Soporte de la solución obtenida
5. Cierre del análisis del modelo, para preguntarse si las repuestas obtenidas son razonables o tienen un comportamiento inusual (82).

En consecuencia, una vez formulado el modelo es preciso pensar en cómo solucionarlo. Para ello, existen tres formas distintas: la primera es a través de métodos analíticos tradicionales, que solucionan casos particulares y muy simplificados, la segunda, es una forma semi-analítica que recurre a las aproximaciones discretas como volúmenes finitos, elementos de contorno, y elementos espectrales. Y la tercera, la más usada, es por medio de un método exclusivamente numérico llamado método de elementos finitos (83).

El método de elementos finitos Según Garzón y cols en el 2004, “es un procedimiento numérico para el análisis de fenómenos que transcurren en un dominio continuo”. El dominio o región a estudiar, posee propiedades (mecánicas, físicas, y biológicas) inherentes a su naturaleza. A su vez, el dominio, debe ser discretizado, es decir, fraccionado en subdominios o subregiones llamadas elementos. Cada uno de ellos, conserva las propiedades de todo el dominio y además, se le asigna una variable desconocida sobre la que se aproxima la solución del problema. En consecuencia, se obtiene un grupo de ecuaciones resueltas que necesitan ser analizadas e interpretadas (86).

En forma sencilla, el método de elementos finitos divide un sólido en un número o finito limitado de partes llamadas elementos, cuyo comportamiento es definido por el operador con el ingreso de unos parámetros. Los elementos tienen una serie de puntos

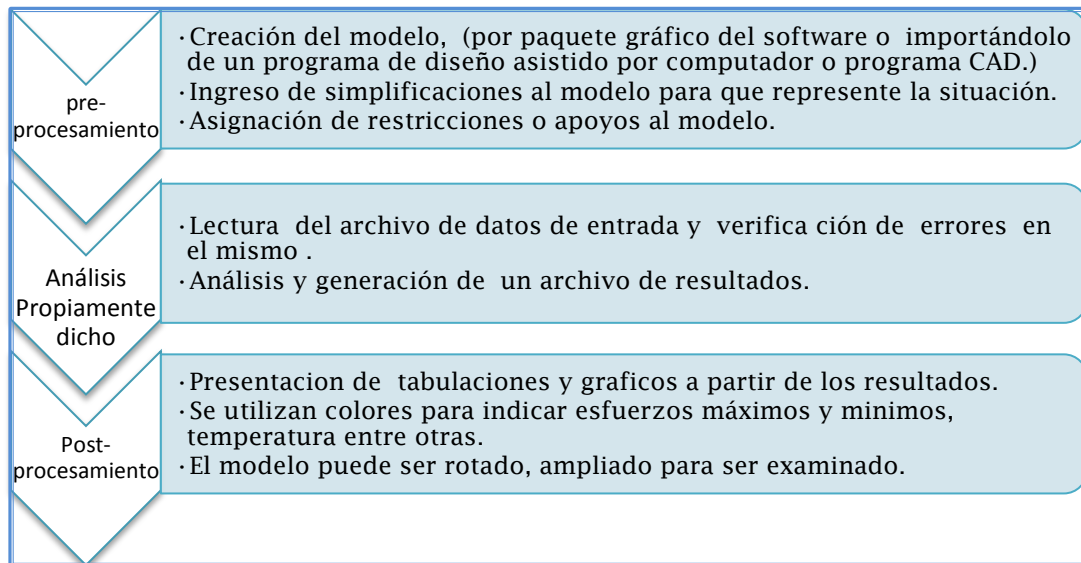
interconectados entre si llamados nodos, y al conjunto de nodos se le conoce como malla. El análisis de la malla, provee los desplazamientos, reacciones, esfuerzos y deformaciones de cada nodo para una carga determinada en el sólido analizado. El desplazamiento de los otros puntos se obtiene por interpolación de los valores obtenidos en los nodos. A su vez cada nodo tiene posibilidad de desplazamiento llamadas grados de libertad. Por ejemplo: en el espacio cada nodo tiene 3 desplazamientos y 3 rotaciones, es decir, 6 grados de libertad (87).

2.8.2 Software para análisis de elementos finitos

En las últimas décadas, la construcción de modelos matemáticos, ha evolucionado gracias al avance del software computacional, que permite estudiar fenómenos complejos de la naturaleza en forma virtual, antes que realizar un experimento tradicional. Aunque los software de simulación computacional, se apoyan en los métodos numéricos, ecuaciones, matrices, brindan a los usuarios interfases relativamente sencillas que solucionan rápidamente un número grande de ecuaciones, que se reflejan en coloridos gráficos de esfuerzos, desplazamientos, y deformaciones (88).

Existen diferentes paquetes de software de elementos finitos: ANSYS, ABAQUS PATRAN, NASTRAN, ABAQUS, ARIES, FEA, ANDINA que pueden resolver un rango grande de problemas. El uso de cualquiera de ellos para analizar un problema real sigue estos pasos: pre- procesamiento, análisis propiamente dicho, post-procesamiento e interpretación de los resultados (87). Ver Figura 2-4.

Figura 2-4: Pasos establecidos durante un análisis por elementos finitos



Basado en la presentación diapositivas Aldaya Garcia V. Elementos Finitos en análisis estructural, 2013 (87).

Según Strawn en 1995 (citado en Landinez 2011), los primeros análisis de este tipo se realizaron en el campo climático, militar, aeronáutico y en ingeniería estructural, para predecir el comportamiento de puentes ante una carga aplicada sin necesidad construirla físicamente (88).

Posteriormente, y por el éxito de la simulación computacional en ingeniería, los modelos pudieron ser aplicados en áreas como la medicina, y odontología, con el ánimo de probar hipótesis clínicas que de forma experimental serían complejas, dispendiosas, costosas y éticamente imposibles de realizar. Es decir, que de la simulación computacional se pasó a la biomecánica computacional que da respuestas del comportamiento de las estructuras corporales ante una carga aplicada (88).

Finalmente, se han unido la biomecánica computacional y la medicina para crear una nueva ciencia: la mecanobiología computacional, término introducido por Rik Huiskes, para describir la ciencia que explica los procesos de diferenciación, mantenimiento, adaptación y respuesta de célula, tejido u órgano ante un estímulo biológico químico, físico o mecánico (88).

En resumen, la mecanobiología computacional, determina las reglas cuantitativas que gobiernan la expresión, diferenciación y mantenimiento de células, tejidos y órganos ante estímulos biológicos y mecánicos que pueden simularse por métodos numéricos como el método de los elementos finitos. Utilizando diferentes relaciones matemáticas, variables de entrada y estímulos biofísicos para simular el comportamiento de un sistema (88, 89).

2.8.3 Mecanobiología computacional

Los inicios de esta ciencia se remontan a la época de Galileo Galilei, Santorio y Miguel Servet entre otros, quienes se interesaron por estudiar diversos fenómenos físicos a través de la observación sistemática usando sus herramientas sencillas y obteniendo resultados cercanos a la realidad (86).

Más tarde, con Descartes, Euhler y Young surgió el planteamiento de ecuaciones diferenciales para explicar fenómenos físicos de como el cuerpo humano es regido por las leyes universales, estudio de la propagación de ondas en las arterias, formación de la voz humana usando un modelo de elasticidad de materiales (88).

En el siglo XX, se destacaron Archibald Vivian Hill, quien trabajó la ecuación de Hill utilizada en múltiples campos del modelado biológico y Alain Turing quien trabajó en modelos matemáticos de autoorganización, a partir de ecuaciones de reacción difusión que fueron confirmados 40 años después por métodos experimentales (88).

Con el avance de la medicina y de los computadores se integró la parte biológica y la parte mecánica en un modelo computacional “que considera la aplicación de fuerzas,

mecanotransducción, (crecimiento y diferenciación celular ante un estímulo biofísico y mecánico), expresión celular, genética y la transformación de las características de la matriz extracelular". El método usual de implementación numérica de estos problemas mecanobiológicos es el método de los elementos finitos (88).

La mecanobiología computacional se aplica en cuatro áreas (88): Mecanobiología celular, de tejidos, de órganos y mecanobiología de patologías y enfermedades. Cada una de estas se puede subclasificar en:

1. La mecanobiología celular, a su vez se subdivide en mecanobiología intracelular, de diferenciación y de expresión génica. Estas dos últimas, son comunes, tanto en el estudio de las células como de los tejidos.
2. La mecanobiología de tejidos se encarga de establecer el comportamiento mecánico, homeostasis, la conservación y producción de matriz extracelular en los tejidos.
3. La mecanobiología de órganos establece el funcionamiento, patologías, crecimiento y remodelamiento de los tejidos que conforman los órganos. Nuevamente, esta área puede tener temas en común con la de tejidos.
4. En la Mecanobiología de patologías y enfermedades, estudia cómo se desarrollan las enfermedades, cuáles son sus causas y posibles tratamientos.

Este trabajo está basado en la mecanobiología de tejidos específicamente, en describir el comportamiento del tejido dentinal restaurado con postes de fibra de vidrio cuando se le aplica una carga axisimétrica.

En los inicios, la mecanobiología de tejidos, tuvo como máximo representante al matemático, lógico, y filósofo Alan Turing, quien en 1950, descubrió que algunos patrones biológicos repetitivos como las rayas de los tigres y leopardos, pueden ser descritos por ecuaciones de reacción- difusión. Con ellas, Turing propuso que dichos patrones, se originan por morfógenos que trabajan juntos, como activadores e inhibidores para inducir el crecimiento de tejidos y órganos (83, 88, 90).

Los modelos de reacción-difusión explican la formación de patrones biológicos complejos como la morfogénesis y glucólisis, en el espacio y tiempo, a partir de la interacción de sustancias químicas explicando su producción, degradación y difusión en el dominio analizado (91).

En 1982, gracias a la experimentación con sistemas esqueléticos y el avance de las computadoras, Wolff (citado en Cano 2007) introdujo a los modelos de reacción difusión cargas mecánicas apoyado en la siguiente hipótesis: "El cambio en la forma y/o la función del hueso, genera cambios definitivos en la arquitectura interna y la conformación externa del mismo, siguiendo leyes matemáticas" (89).

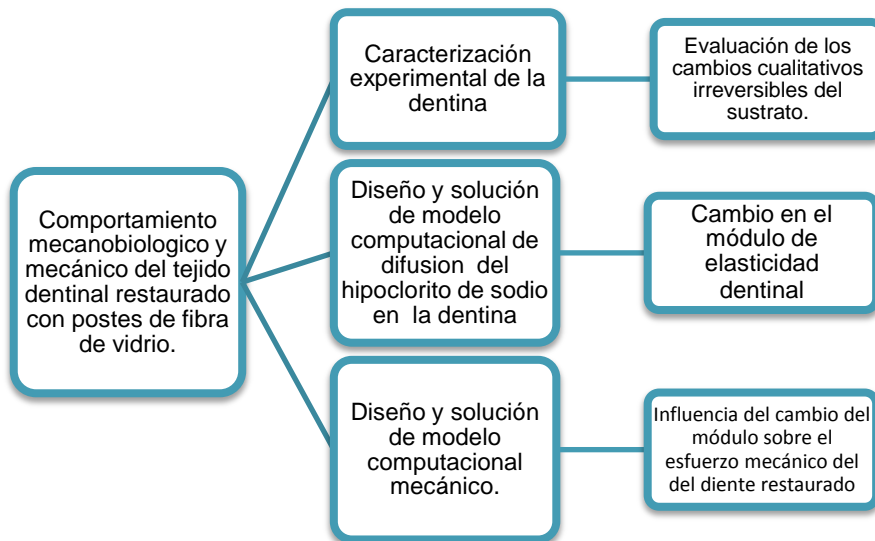
Posteriormente, en 1983 Oster y Murray (citados en Landinez, 2011) construyeron un modelo mecanobiológico que fusionó el modelo de reacción - difusión con cargas mecánicas, esto, permitió explicar procesos como la formación de tumores, formación extremidades, y vasos sanguíneos (88). También, a partir de la mecanobiología de tejidos, aplicada para describir fenómenos del sistema esquelético, se han construido modelos que no incluyen ecuaciones de reacción- difusión sino que se basan en que las cargas mecánicas influyen la formación del tejido (88, 89, 92).

En Odontología, Vanegas J. y cols, en el 2003, la mecanobiología ha desarrollado modelos matemáticos que explican procesos de oseointegración alrededor de los implantes dentales, tasas de distribución de densidad ósea de acuerdo con las cargas masticatorias en la mandíbula y tratamientos con postes, presentando resultados bastante cercanos a la realidad a pesar de ser modelados de manera virtual (83).

3. Metodología

Con el fin de llevar a cabo los objetivos propuestos, este trabajo se realizó dos etapas: la primera, fue la caracterización experimental de la dentina, en la que se describieron algunos cambios cualitativos presentados en el sustrato dentinal tratado con hipoclorito de sodio, EDTA, y ácido fosfórico. La segunda etapa consistió en el diseño y solución de dos modelos matemáticos, uno de difusión que estableció el efecto de la irrigación con hipoclorito de sodio sobre el módulo elástico de la dentina en función del tiempo, y otro mecánico que evaluó como los cambios en el módulo de elasticidad de la dentina afectan los esfuerzos mecánicos (Von Mises) del diente restaurado (Ver figura 3-1).

Figura 3-1. Etapas de la investigación



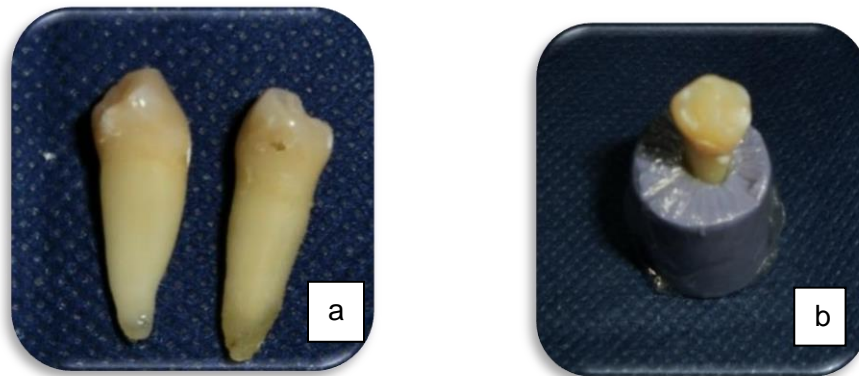
3.1 Caracterización experimental de la dentina

Se realizó con el fin de corroborar algunos de los cambios cualitativos irreversibles en el sustrato dentinal tratado endodónticamente descritos en la literatura. Estos fueron analizados mediante microscopio electrónico de barrido, con el fin de obtener elementos suficientes que argumentaran los planteamientos del trabajo y así poder elaborar el modelo matemático.

El protocolo para caracterizar la dentina radicular tratada endodónticamente estuvo basado en la metodología de los artículos publicados por Zhang y cols 2010, Gao y cols 2012, y Manzur y cols 2005 y en algunos aspectos de la Norma Técnica Colombiana NTC 4882, que especifica los ensayos de adhesión entre los materiales odontológicos y la estructura dental.(38, 93-95)

Los dientes usados en esta prueba estuvieron libres de caries, restauraciones previas y/o fracturas y fueron obtenidos con previo consentimiento informado. Fueron extraídos por razones ortodónticas. Se emplearon dos premolares inferiores con similares dimensiones vestibulo lingual. Una vez extraídos, fueron lavados con agua destilada y conservados en Cloramina T al 0.5% a 4° C (figura 3-2a). Luego fueron insertados insertados en cilindros de polivinilsiloxano cubiertos con papel envolvente para asegurar posición vertical durante el tratamiento endodóntico (figura 3-2b).

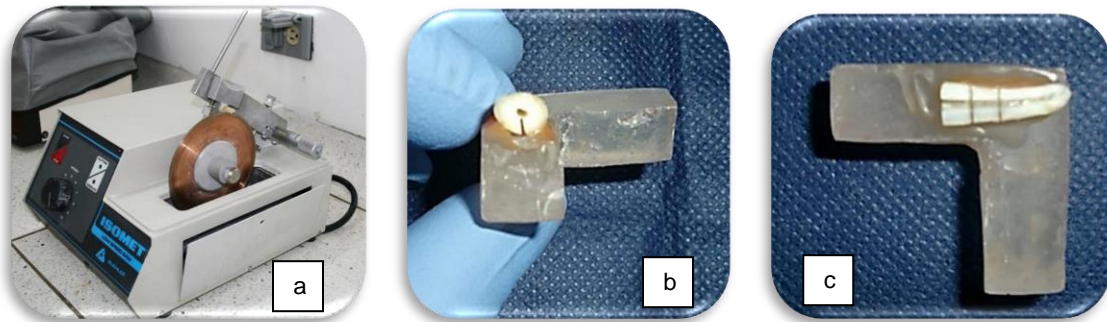
Figura 3-2. Fotografías de dientes usados en la prueba.



a. Premolares b. Premolares incluidos en cilindros de polivinil siloxano para la terapia endodóntica.

En ambos premolares, el canal radicular fue preparado hasta la lima 40, irrigados con hipoclorito de sodio en solución al 5.25%, secados con puntas de papel y obturados con gutapercha empleando técnica de condensación lateral. Luego el espacio del canal fue desobturado con fresa piso N° 2 a una longitud de 10 mm, dejando una zona de sellado apical de 4 mm. Posteriormente, los especímenes fueron montados en una plataforma de acrílico y pegados con cera pegajosa para facilitar su corte.

La corona del premolar, fue removida 2 mm por debajo de la unión amelocementaria, usando un cortador de baja velocidad. (Isomet-marca BUEHLER) (Figura 3- 3 a), conservando la raíz del diente. A la que se le hizo un corte longitudinal hasta obtener dos mitades (figura 3-3 b). A su vez, cada mitad, fue cortada en sentido horizontal a nivel de tercio cervical y medio con el fin de establecer diferencias entre los mismos (ver figura 3-3 c).

Figura 3-3. Proceso de corte

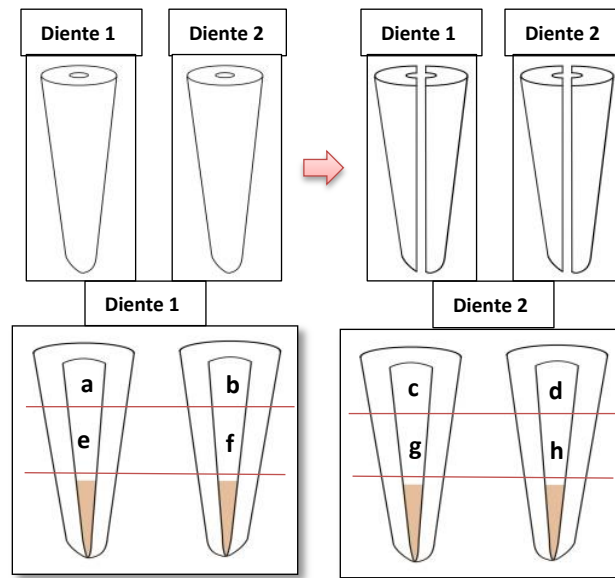
a. Cortador de baja velocidad. b. Corte longitudinal de la raíz. c. Cortes transversales de la mitad radicular

De modo que, por cada diente se obtuvo cuatro muestras de 3 x 4 mm por cada tercio cervical y medio, para un total de ocho muestras analizadas. La porción apical obturada no se analizó. Posteriormente, las muestras fueron sumergidas en agua desionizada y lavadas con ultrasonido marca Cole-Parmer 8890 durante 30 minutos. (Ver figura 3-4).

Figura 3-4. Muestras lavadas en agua desionizada y ultrasonido por 30 minutos

Muestras sumergidas en agua desionizada listas para ser lavadas con ultrasonido.

Posteriormente, las muestras fueron rotuladas (Ver figura 3-5) colocadas en recipientes plásticos y tratadas con diferentes soluciones (Ver tabla 3-1) con el fin de simular el protocolo de cementación de un poste de fibra de vidrio usando sistemas adhesivos de grabado total.

Figura 3-5. Rotulación de las muestras de dentina analizadas**Tabla 3-1 Tratamientos dentinales recibidos**

<u>Muestras</u>	<u>Tratamiento Recibido</u>
a	Control. Irrigación con agua destilada
e	
b	Irrigación con hipoclorito de sodio al 5.25% x 5 minutos
f	
c	Irrigación con hipoclorito de sodio al 5.25% x 2min. + Irrigación con EDTA al 17% x 2 min + lavado con agua destilada para inactivar
g	
d	Irrigación con hipoclorito de sodio al 5.25% x 2min. + Irrigación con EDTA al 17% x 2 min + lavado con agua destilada para inactivar + ácido fosfórico al 37% x 15 s. + lavado x 20 s.
h	

*Las muestras marcadas a, b, c, d corresponden al tercio cervical. Y las marcadas con e, f, g, h corresponde al tercio medio.

Finalmente, para observarlas al microscopio electrónico de barrido, todas las muestras fueron desecadas con alcohol al 90, 70, 50,30%, y posteriormente metalizadas en un sputter SDC-050 de la Marca Balzers en condiciones de pre-vacío con gas argón como gas de ataque (plasma) sobre una placa (ánodo) de oro-paladio. Se tomaron microfotografías en un Microscopio Electrónico de Barrido referencia FEI QUANTA 200 a través de programa xT microscope control versión 2.01 que pertenece al Laboratorio Interfacultades de la Universidad Nacional de Colombia.

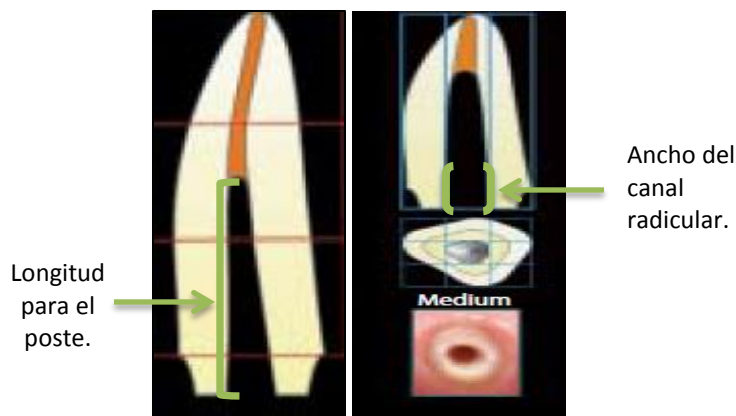
3.2 Modelo matemático computacional

La segunda etapa de esta investigación consistió en el diseño y solución de dos modelos matemáticos, uno de difusión que estableció el efecto de la irrigación con hipoclorito de sodio sobre el módulo elástico de la dentina en función del tiempo, y otro mecánico que evaluó si los cambios en el módulo de elasticidad de la dentina propuestos, afectan los esfuerzos mecánicos (Von Mises) del diente restaurado. El software de simulación utilizado fue ANSYS 14.0 ®.

En términos generales, a los modelos diseñados se les impuso las siguientes condiciones y simplificaciones:

1) Con el fin de estandarizar la geometría del modelo, se consideró un diente central superior con pérdida del tercio incisal y medio coronal, tratado endodónticamente, con soporte periodontal 1:1, ferrúle de 2 mm, integro en los 360° de la preparación, conducto radicular cónico de diámetro medio (igual a un 1/3 del diámetro total de la raíz). La longitud del canal también fue media (igual a la mitad de la longitud radicular). (Figura 3-6)

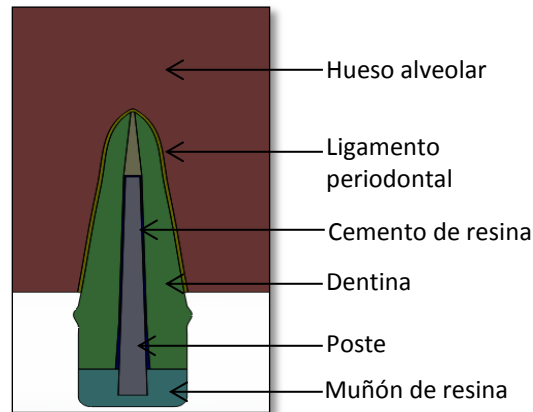
Figura 3-6 Geometría de un diente central superior para la estandarización del modelo computacional



Diente central superior tratado endodónticamente de longitud radicular y ancho del canal de tamaño mediano. Tomado de Murgueitio y cols en 2012.(96)

- 2) “El modelo geométrico utilizado, estuvo conformado por hueso alveolar, ligamento periodontal, gutapercha, cemento de resina, dentina, poste prefabricado y muñón de resina”. Este modelo no consideró necesaria la colocación de la corona definitiva, ya que el problema fue orientado a analizar los cambios en el cuerpo de la dentina tratada con hipoclorito de sodio y la interfase dentina cemento resinoso poste, las cuales se consideran zonas con alto índice de fracaso en este tipo de restauración.(Figura 3-7)

Figura 3-7 Diente central superior restaurado con poste de fibra de vidrio y muñón de resina



- 3) Se construyó un modelo 2D para analizar el fenómeno de difusión y un modelo 3D para el análisis mecánico.
- 4) Se consideró la existencia de unión perfecta entre los componentes del modelo incluyendo a la interfase dentina - cemento-poste
- 5) En el modelo mecánico todos los materiales fueron considerados homogéneos, a excepción de la dentina.
- 6) Teniendo que cuenta que el modelo computacional construido fue macro y no multiescala, la dentina fue considerada como un solo cuerpo, sin identificar las diferencias estructurales reales de la dentina coronal y radicular.

3.2.1 Modelo computacional de cómo el hipoclorito de sodio afecta el sustrato dentinal

En esta etapa del estudio, se elaboraron dos modelos de difusión computacionales que representaron la difusión del hipoclorito de sodio en la dentina a diferentes tiempos. Un primer modelo propuesto: Modelo de dentina E-Reducido-tiempo, que consideró la dentina con un módulo de elasticidad que disminuye en función del tiempo de 20-7,1 Gpa, simuló la difusión del ión hipoclorito durante de 40 minutos y el segundo modelo: Modelo dentina E-Aumentado-tiempo, el cual consideró que el modulo elástico de la dentina aumenta en función del tiempo de 108.85-110.45 Gpa, simulando tiempos

incrementales de 40, 80, 120 y 160 minutos. Este modelo, simuló la difusión del ión hipoclorito en una solución de hipoclorito de sodio al 5 %. Todos los valores ingresados al software para modelar dicho fenómeno fueron tomados de la literatura revisada. Para desarrollar estos modelos, se tuvo en cuenta la ecuación de Fick, una ecuación diferencial en derivadas parciales que describe el flujo o movimiento de una sustancia, su concentración en función del tiempo y posición de la misma (97). (Ver ecuación 3-1).

Ecuación 3-1: Ecuacion de difusión de Fick

$$\frac{\partial C_H}{\partial t} = D \nabla^2 C_H$$

Donde el primer término de la igualdad $\frac{\partial C_H}{\partial t}$, es la concentración de hipoclorito de sodio en función de un tiempo (t). La letra D, representa el coeficiente de difusión del ión hipoclorito en un área determinada, y $\nabla^2 C_H$ el operador Laplaciano de la concentración del ión.

La ecuación de Fick se utilizó para especificar la concentración del ion hipoclorito en función del tiempo en una solución al 5%, con 25°C de temperatura, y pH básico. Sin embargo, teniendo en cuenta que la literatura no reporta la variación de la concentración del hipoclorito de sodio en la dentina a través del tiempo, se asignó a cada concentración de la solución un tiempo aproximado.

La concentración máxima se fijó para la dentina que limita con el conducto radicular (condiciones de contorno 5%), la mínima para la dentina externa. Las condiciones iniciales en el modelo fueron 0% y flujo cero. Las concentraciones asignadas a la dentina se expresaron en términos de porcentaje, aunque se conocieron sus equivalentes en concentración molar.

El coeficiente de difusión para el ión hipoclorito empleado en la ecuación de Fick, fue calculado mediante la ecuación $D= 2.67 \times 10^{-7} \Lambda$ publicada por Jenkins E. N, en 1951 (98). Como la ecuación anterior, está basada en la conductancia del ión, fue necesario utilizar los datos experimentales de conductancia en mS publicados por Guerresoli D. y Silva R en 1998 (99).

Adicionalmente, y teniendo en cuenta que la literatura no es concluyente en relación a cómo cambia el módulo de elasticidad dentinal después de la irrigación con hipoclorito de sodio, se construyeron dos modelos de difusión, uno que simuló la reducción de módulo de elasticidad dentinal y otro que simuló el aumento del mismo.

Para realizar el primer modelo se tomó como máximo valor de módulo de elasticidad 20 Gpa y mínimo 7,1 Gpa. reportados por Arola 2009 (100) y Jungbluth H en 2011 (101). Para explicar el segundo: aumento del módulo elástico dentinal, se planteó una ecuación en regla de mezcla, la cual expresa que el módulo de elasticidad de un cuerpo es igual a la sumatoria de los componentes del cuerpo por el módulo de elasticidad de cada componente. (Ver ecuación 3-2).

Ecuación 3-2: Ecuación de módulo de elasticidad de la dentina en regla de mezcla

Módulo elástico dentina= (Fase mineral) (Modulo elástico de la fase mineral) + (Fase colágena) (Modulo elástico del colágeno).

Teniendo en cuenta que la dentina es un tejido conectivo mineralizado, compuesto Según Gómez de Ferraris, Mjör y Dorozhkin por un 70% de materia inorgánica (apatita), un 18-20 % de materia orgánica (colágeno) y un 10-12% de agua. Se planteó la siguiente ecuación en regla de mezcla.(12, 102, 103)

El módulo de elasticidad de la dentina (E_D) es igual a la fracción de la fase mineral presente en el tejido (F_m) por el módulo elástico de la fase mineral (E_m) más la fracción de la fase colágena (F_c) por el módulo elástico de la fase colágena (E_c) más la fracción de agua (F_A) por el módulo elástico del agua (E_A) (ver ecuación 3-3)

Ecuación 3-3: Notación de la ecuación de módulo de elasticidad de la dentina en regla de mezcla

$$E_D = (F_{\text{mineral}}) (E_{\text{mineral}}) + (F_{\text{colágena}}) (E_{\text{colágeno}}) + (F_{\text{agua}}) (E_{\text{agua}})$$

Sin embargo, este planteamiento fue simplificado ya que no tuvo en cuenta la fase acuosa, es decir, consideró que la fase colágena es el 30% y la mineral un 70%, para obtener el 100 % de la composición dentinal. Entonces, la ecuación quedó de la siguiente manera: el módulo de elasticidad de la dentina (E_D) es igual a la fracción de la fase mineral (F_m) por el módulo elástico del mineral (E_m) más la fracción de la fase colágena (F_c) por el módulo elástico del colágeno (E_c). Ver ecuación 3-4.

Ecuación 3-4: Ecuación de módulo de elasticidad simplificada

$$E_D = (F_{\text{mineral}}) (E_{\text{mineral}}) + (F_{\text{colágena}}) (E_{\text{colágeno}})$$

Para construir la tabla de valores de módulo de elasticidad en función del tiempo se tuvo en cuenta los datos experimentales reportados por Zhang K y cols en 2010 (38), con los cuales se confirmó una relación lineal entre el cambio en la proporción apatita/colágeno y el tiempo de exposición al hipoclorito de sodio a dos concentraciones (1.3% y 5%), considerando un aumento en dicha proporción, luego de tratar la dentina con hipoclorito de sodio.

La ecuación de la recta $y = 0.056x + 18.95$ reportada Zhang K y cols en 2010 (38), sirvió para explicar la relación apatita/colágeno en función del tiempo. Dicha relación reportada por estos autores, fue deducida a través de un cociente obtenido de los picos de amida y fosfato normalizados mediante Espectroscopia Infrarroja por Transformada de Fourier. Ahora bien, basados en la ecuación de la recta anterior, se reemplazó a “ y ” por $\frac{m}{c}$ y a “ x ” por “ t ”. (Ver ecuación 3-5).

Ecuación 3-5: Relación mineral-colágeno

$$\frac{m}{c} = 0.056t + 18.95$$

La ecuación 3-5, es un sistema de ecuaciones dos por dos, donde m es la fase mineral (F_m) y la c es la fase colágena. (F_c). $\frac{m}{c}$ indica la relación mineral/colágeno y t el tiempo de exposición al hipoclorito de sodio. Además, $m + c$ es igual a 1. Una vez resuelto el sistema dos por dos, se encontró cómo cambia la fase colágena (F_c) y fase mineral (F_m) respectivamente en función del tiempo, en los tiempos utilizados 0, 40, 80, 120 y 160 minutos. (Ver tabla 3-6)

Entonces, como el objetivo final era calcular el módulo elástico de la dentina en función del tiempo, usando la ecuación 3-4. se reemplazaron en esta, los datos obtenidos en la ecuación 3-5 y los datos de módulo de elasticidad de la fase colágena ($E_c = 40$ Gpa) y fase mineral ($E_m = 11,5$ Gpa) tomados de los estudios experimentales de Wenger 2007 (104) y Méndez 2006 (105). (Ver tabla 3-6).

Los datos de módulo elástico obtenidos, fueron ingresados al software de simulación para representar el aumento del módulo elástico de la dentina propuesto.

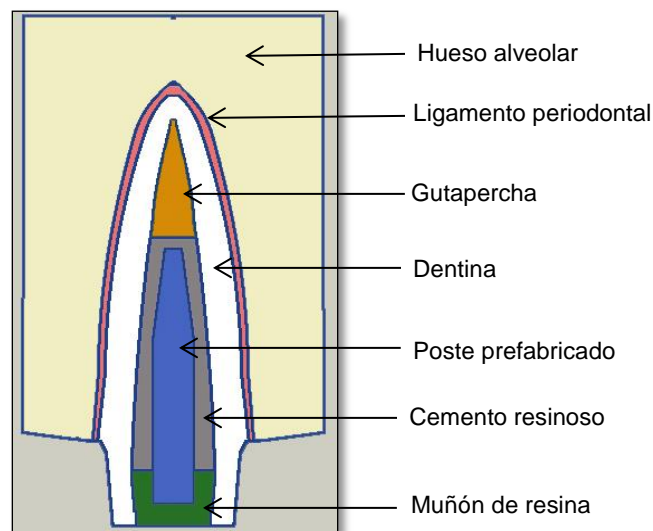
Con base en todo lo anterior, se realizó la implementación computacional del modelo de difusión realizando lo siguiente: 1) Generación del modelo geométrico 2) Generación de la malla 3) Traducción de la malla 4) Implementación propiamente dicha del modelo en el software de simulación Ansys 14.

1. Generación del modelo geométrico:

Se diseñó un gráfico simétrico a escala 1:10 en milímetros, de un diente central superior tratado endodónticamente y restaurado con un poste prefabricado y muñón de resina, basado en las dimensiones reportadas por Krauss Jordan, Ash Wheeler, y en las geometrías publicadas anteriormente.(106, 107)

También se tuvo en cuenta la clasificación de los dientes anteriores tratados endodónticamente según la cantidad de tejido remanente propuesta por Murgueitio y Ávila en 2012 (96), que involucra parámetros como altura y espesor de las paredes del muñón, integridad de la zona cervical de la raíz, diámetro, forma y profundidad del canal y soporte periodontal . (Ver figura 3-8).

Figura 3-8 Modelo geométrico a escala

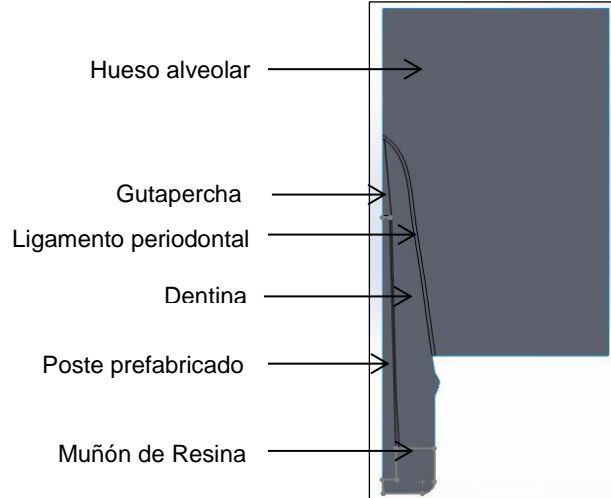


Las dimensiones empleadas en la construcción del diente esta listadas en la tabla 3-2.

Tabla 3-2 Dimensiones del modelo geométrico

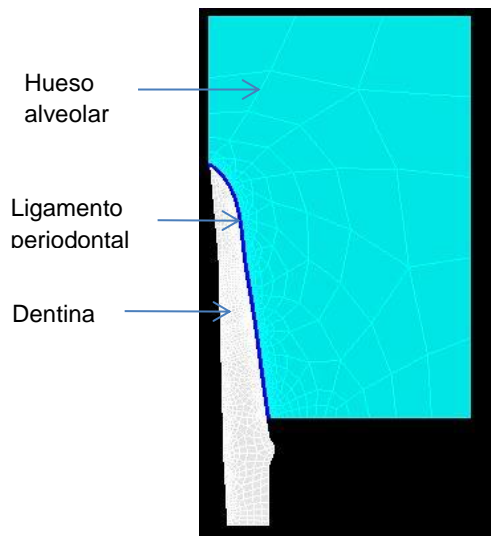
	Dimensiones del central superior restaurado (mm)	Referencias
Longitud total del diente	23,5	Krauss, B- Ash N. -107
Longitud de la corona	10,5	
Longitud de la raíz	13	
Diámetro M-D coronal	8,5	
Diámetro M-D coronal cervical	7	
Diámetro V-P coronal cervical	6	
Longitud del muñón	7	Murgueitio, R.(96)
Espesor del tejido dentinal	1,5	Barguil J 2008.(84)
Espesor del ligamento periodontal	0.2	Dejak B 2011.(8)
Longitud del poste intracanal	10	Schwartz R 2004.(108)
Longitud coronal del poste	4	Murgueitio R. 2012.(96)
Longitud total del poste prefabricado	14	Schwartz R
Sellado apical con gutapercha	4	Hsu M, Chen C 2009(51)

Posteriormente, el gráfico se implementó en el software de diseño CAD SolidWorks como un modelo axisimétrico simplificado “a mitad”. Ver figura 3-9.

Figura 3-9 Modelo geométrico bidimensional

2. Generación de mallado:

Posteriormente el modelo geométrico fue mallado utilizando el paquete de software Cubit. Para ello, se prefirió un mallado adaptativo a la geometría con cuadriláteros de cuatro nodos, con el fin de obtener un mayor refinamiento de la malla en las zonas donde el modelo lo requirió y a su vez disminuir el costo computacional durante la implementación del modelo. Ver figura 2-8.

Figura 3-10. Modelo geométrico mallado

El modelo mallado conformado por dentina, ligamento periodontal y hueso alveolar empleado para analizar el efecto de la irrigación con hipoclorito de sodio sobre el módulo

elástico de la dentina, se exportó un como archivo *.inp característico de ABAQUS ya que Cubit no cuenta con un generador de mallas para ANSYS.

3. Traducción de la malla:

Teniendo en cuenta que la información de la malla estaba en un archivo *.inp característico de Abaqus, esta, tuvo que ser traducida con el propósito de ser examinada por el software de simulación Ansys 14. Esto se logró gracias a los códigos de programación generados en Matlab, desarrollados en la tesis de maestría titulada “Modelado Computacional de la Influencia de Factores Mecánicos en el Éxito de un Minimplante Dental de Ortodoncia” realizada por el Ingeniero José Alejandro Guerrero de la Maestría en Ingeniería Mecánica - Universidad Nacional de Colombia, en febrero de 2013.(108)

A grandes rasgos, el traductor de malla captura de la información de los archivos *.inp, modifica la información de los nodos generando la macro de los nodos, luego hace la interpretación de las conectividades de los nodos para generar la macro de los elementos y poder asignar un material a cada elemento o para cada componente de la estructura, según sea el caso.

4. Implementación del modelo de difusión en ANSYS

El fenómeno físico a estudiar fue modelado en Ansys como un problema de análisis térmico. Para su implementación se realizaron varios pasos. El primero de ellos, fue la asignación de las siguientes propiedades a los materiales utilizados: coeficiente de difusión del hipoclorito de sodio, densidad de los tejidos, concentración del hipoclorito de sodio en la cara externa, condiciones de concentración iniciales y módulo de elasticidad mínimo y máximo de la dentina; las cuales fueron obtenidas con base en la literatura reportada y están listadas en las tablas 3-3, 3-4, 3-5 y 3-6.

Tabla 3-3: Propiedades del hipoclorito de sodio

Concentración de Hipoclorito de sodio en solución	0.5%	1 %	2.5%	5.0%	Referencias
Conductancia en mS del hipoclorito sodio.	26.0	65.5	88.0	127.5	Guerisoli D. 1998. (99) Estrela C. 2002 (32)
Coeficiente de difusión Hipoclorito de sodio NaOCl	6.94×10^{-6} $\text{cm}^2 \text{s}^{-1}$	1.73×10^{-5} $\text{cm}^2 \text{s}^{-1}$	2.34×10^{-5} $\text{cm}^2 \text{s}^{-1}$	3.40×10^{-5} $\text{cm}^2 \text{s}^{-1}$	Jenkins E. N, 1951. (98)

Usando la ecuación $D = 2.67 \times 10^{-7} \Lambda$ (Jenkins E. N, 1951)

Tabla 3-4 Propiedades usadas en el modelo de difusión

Propiedades del modelo	Dentina	Ligamento periodontal	Hueso alveolar	Referencias
Densidad (gr/cm ³)	0,21	1,06	0.65	Wood S, Strait D 2011.(109)
Módulo de Elasticidad (Gpa)	12-20	0.6-1.0	0.2- 9.6	Arola D 2012.(110) Ho S.P y cols 2010.(111)

Tabla 3-5 Módulo de elasticidad inicial y final de la dentina. Datos para modelo dentina E- Reducido- tiempo

Tiempo (minutos)	0	40	Referencias
Módulo de Elasticidad (Gpa)	20	7,1	Arola, D. 2012.(110) Jungbluth, M. (101)y Marending, M. 2011 (101).

Tabla 3-6 Módulo de elasticidad para modelo dentina E Aumentado- tiempo

Tiempo (minutos)	0	40	80	120	160	Referencias
Módulo de Elasticidad (Gpa)	108,85	109,37	109,79	110,15	110,45	Calculado con base en los datos experimentales de Zhang K y cols en 2010 (112). Wenger M 2007 (93) y Méndez M 2006. (94).

Posteriormente, se eligió el elemento Plane 75 y se realizó el análisis. Después, se corrieron las macros de nodos y elementos generados en el traductor logrando instalar la geometría mallada en ANSYS. A continuación se registraron las condiciones iniciales y de frontera del modelo, por defecto, la concentración inicial de hipoclorito en la estructura fue cero y la condición de frontera corresponde a la concentración de hipoclorito en la cara externa de la dentina. Es decir, la concentración inicial de hipoclorito de sodio en la cara interna de la dentina que limita con el conducto radicular fue considerada máxima (5%), mientras que en la cara externa de la misma, la concentración final de hipoclorito de sodio se consideró mínima (0-1%).

Con estas condiciones se solucionó el modelo y se identificaron en la dentina las zonas de mayor y menor concentración de hipoclorito sodio en función del tiempo, a partir de las cuales se planteó una variación en el módulo elástico dentinal.

3.2.2 Modelo computacional mecánico de la dentina tratada y restaurada con postes prefabricados en fibra de vidrio

Este modelo, analizó los esfuerzos mecánicos del tejido dentinal tratado endodónticamente y restaurado con postes de fibra de vidrio bajo una condición de carga, variando el módulo elástico de la dentina con base en las zonas señaladas por el modelo de difusión. Aquí, cada región de la dentina, se le asignó un valor de módulo elástico que varió con la concentración de hipoclorito de sodio. Es decir, la zona con mayor concentración de hipoclorito se le asignó la mayor variación del módulo elástico y la de menor concentración se le asignó la menor variación en dicha propiedad.

Este modelo, se tuvo en cuenta la ley de momentum, aplicada en mecánica del medio continuo, expresada mediante la ecuación 3-6

Ecuación 3-6: Gradiente de esfuerzos mecánicos.

$$\nabla_o \sigma + b = 0$$

Donde ∇_o , es el operador Nabla que representa el gradiente inicial de una función. σ , es la función que representa los esfuerzos y b es una constante, que despejando de la ecuación dada, representa el gradiente inicial negativo de los esfuerzos

La ecuación anterior indica el gradiente de una función llamada Esfuerzo, lo cual se obtiene a partir de la derivada parcial inicial de dicha función y muestra la razón con la cual cambian o varían los esfuerzos con respecto a las deformaciones.

Para desarrollar este modelo, se construyó un modelo tridimensional de un diente central superior tratado endodónticamente, restaurado con poste prefabricado con fibra de vidrio y con un muñón reconstruido en resina, a partir del modelo bidimensional elaborado e implementado en el software de diseño SolidWorks para el modelo anterior.

El diseño también incluyó el ligamento periodontal y hueso alveolar es decir, estaba conformado por dentina, ligamento periodontal, hueso alveolar, gutapercha, poste prefabricado de fibra de vidrio, cemento resinoso, y muñón de resina. (Figura 3-11 y 3-12.)

Figura 3-11. Modelo 3D simplificado de un central superior tratado endodónticamente y preparado para corona completa

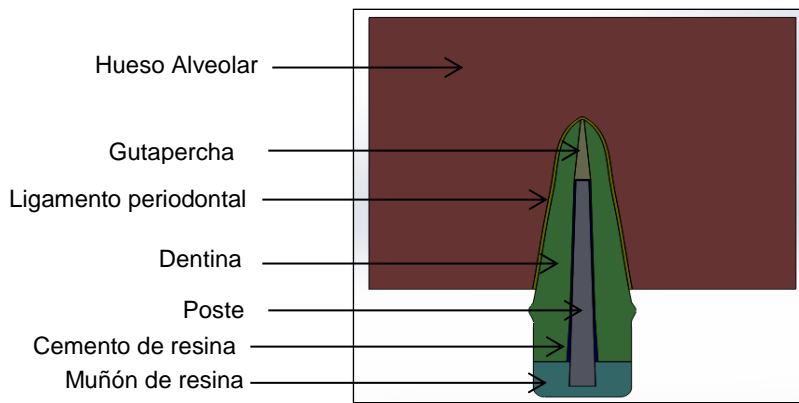
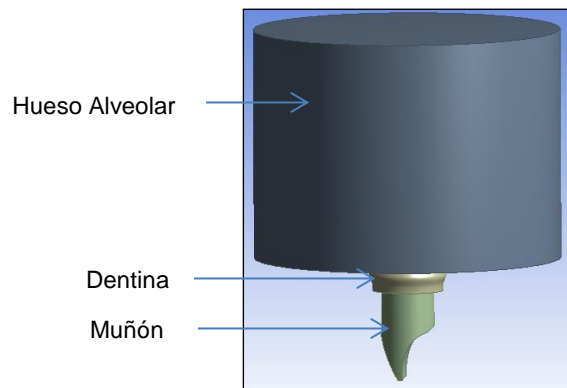


Figura 3-12. Vista lateral del modelo 3D de un central superior tratado endodónticamente y preparado para corona completa

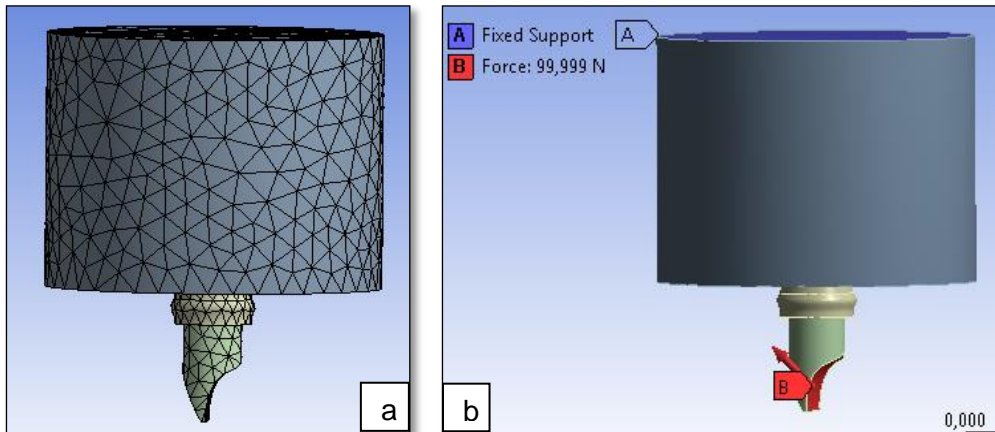


El tipo de análisis realizado fue estructural: elástico - lineal. Todos los elementos que conformaron el modelo fueron considerados homogéneos, a excepción de la dentina que en algunos casos fue considerada heterogénea. Las propiedades mecánicas asignadas a los materiales que conformaron el modelo fueron obtenidas con base en la literatura y están listadas en la tabla 3-7.

Tabla 3-7 Propiedades de los materiales utilizados en el modelo mecánico

Materiales Modelados	Módulo de Elasticidad (Gpa)	Relación de Poisson	Referencias
Dentina	12-20	0.30	Arola D. 2012. (110)
Ligamento periodontal	0.6-1.0.	0,45	Ho, S. y cols.2010.(111)
Hueso alveolar	0.2- 9.6	0.30	
Poste de fibra de vidrio	48 ± 2	0.34	www.ivoclarvivadent.com. Dejak, B 2011.(8)
Cemento resinoso	7.4	0.35	
Muñón de resina	18	0.31	

Posteriormente, el modelo estático 3D se desarrolló en el paquete de software ANSYS Workbench®, con el cual fue mallado (Figura 3-13a), se le aplicaron las condiciones de carga simplificadas: 1N y 100N y la restricción de todos los grados de libertad en la base del hueso alveolar. Las condiciones de carga, fueron aplicadas sobre la cara palatina del modelo (sobre el muñón de resina) en ángulo de 45° simulando la magnitud y dirección de una de las fuerzas a la que está sometido el diente durante la función.(Figura 3-13b).

Figura 3-13. a. Modelo geométrico mallado. b. Modelo con la carga aplicada.

Con base en lo anterior, se plantearon cuatro modelos mecánicos:

a) Modelo de dentina-E máximo, que consideró la dentina homogénea y con módulo de elasticidad máximo de 20 Gpa reportado por Arola, D. 2012,(110) como el máximo valor de módulo de elasticidad en la dentina. Este modelo fue considerado modelo control, ya que la mayoría de los análisis mecánicos consideran la dentina homogénea, y utilizan valores de módulo elástico comprendidos entre 18-20 Gpa. (la letra E representa el módulo de elasticidad ingresado a cada modelo).

b) Modelo de dentina – E mínimo, que consideró la dentina homogénea y con módulo de elasticidad reducido a 7,1 Gpa, reportado por Jungbluth, H. 2011.(101), cuando la dentina es tratada con hipoclorito de sodio.

c) Modelo de dentina – E Reducido-tiempo, que consideró la dentina no homogénea y con módulo de elasticidad que se redujo en función del tiempo, de 20 Gpa a 7,1 Gpa , a partir de los datos reportados por Jungbluth, H. 2011 y Arola, D. 2012. (101, 110)(ver tabla 3-5).

d)Modelo de dentina – E Aumentado-tiempo, que consideró la dentina no homogénea y con módulo de elasticidad que aumentó en función del tiempo, de 108,85 Gpa a 110,45 Gpa, calculado a partir de los datos de Zhang K y cols en 2010 (112), Wenger M 2007 (93) y Méndez M 2006. (94) obtenidos en la ecuación de mezcla. (Ver tabla 3-6)

Los modelos a, b y c, fueron analizados bajo dos condiciones de carga: 1N y 100N El modelo dentina-E Aumentado- Tiempo fue analizado bajo una carga de 100 N.

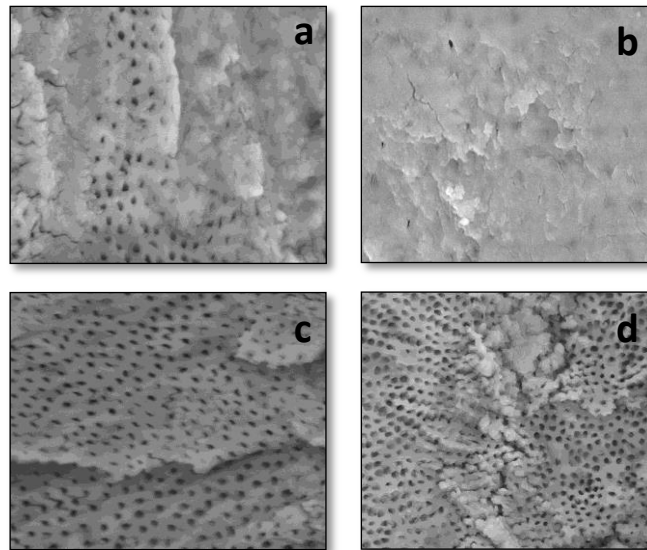
El tipo de análisis que se le hizo a los modelos descritos fue de tipo estructural: elástico, lineal e isotrópico para todos los materiales que conformaron el modelo a excepción de la dentina, que en dos de los modelos probados (Dentina E Aumentado o Reducido - tiempo) fue considerada heterogénea.

4.Resultados

4.1 Caracterización del sustrato dentinal tratado endodóticamente

A continuación se presentan los resultados de las microfotografías a 2000X del tercio cervical y medio de dentina. En la figura 3-1 Se observa la muestras de dentina tercio cervical en **a** No tratada y **b** tratada con hipoclorito de sodio al 5% por 5 min.

Figura 4-1 Microfotografías con magnificación de 2000x del tercio cervical de la dentina

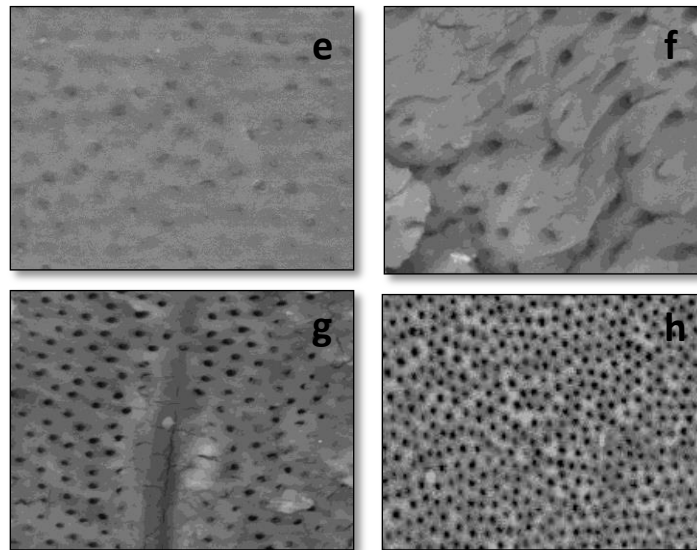


a. No tratada. **b.** Dentina tratada con hipoclorito de sodio al 5.25% por 5 minutos. **c** Dentina tratada con hipoclorito de sodio al 5.25% x 2 min+ EDTA al 17% x 2 min + lavado con agua destilada.y **d.** Dentina tratada con hipoclorito de sodio al 5.25% x 2 min + EDTA al 17% x 2 min + ácido fosfórico al 37% x 15 s + lavado con agua destilada

En la figura 4-1 se observan las muestras de dentina correspondientes al tercio cervical, tratadas en **a** con agua destilada, la cual representó el control. En **b** con hipoclorito de sodio al 5.25%. En **c.** con hipoclorito de sodio al 5% seguido de EDTA al 17% y lavado con agua destilada.y En **d.** tratamiento hipoclorito de sodio, EDTA mas ácido fosfórico al 37% x 15 s + lavado con agua destilada, a una magnificación de 2000x. Como resultado de los tratamientos se observó en **a** y en **b**, la presencia de barrillo dentinal distribuido de

manera no homogénea sobre la superficie analizada, y la luz de algunos túbulos dentinales. En **c.** se observó reducción significativa de la capa de barrillo dentinal permitiendo la visualización de los túbulos dentinales. De igual forma en **d.** se observó la remoción completa de la capa de barrillo dentinal y la luz de los túbulos, destacándose unas zonas con fracturas pequeñas circunscritas a dos túbulos, y otras grandes extendidas sobre gran número de túbulos, mostrando socavados del tejido, lo que a su vez ocasionó la pérdida total de la arquitectura dental.

Figura 4-2. Microfotografías con magnificación de 2000x del tercio medio de la dentina



e. Muestra no tratada. **f.** Dentina tratada con hipoclorito de sodio al 5.25% por 2min. **g.** Dentina tratada con hipoclorito de sodio al 5% por 2min. + EDTA al 17% x 2 min + lavado con agua destilada. **h.** Muestra de dentina tratada con hipoclorito de sodio al 5.25% 2min. + EDTA al 17% x 2 min + ácido fosfórico al 37% x 15 s + lavado con agua destilada.

En figura 4-2 Se observan las muestras de dentina correspondientes al tercio medio, tratadas en **e** con agua destilada, la cual representó el control. En **f** con hipoclorito de sodio al 5.25 % x 5 min En **g.** con hipoclorito de sodio al 5.25% x 2 min seguido de EDTA al 17% x 2 min y lavado con agua destilada. y En **h.** tratamiento hipoclorito de sodio, EDTA mas ácido fosfórico al 37% x 15 s + lavado con agua destilada. En **e** y **f** se notó una menor acumulación de barrillo dentinal con respecto a las muestras del tercio cervical. En **f**, a pesar del tratamiento recibido las muestras permanecieron con barrillo dentinal, bien sea ocluyendo los túbulos o sobre la superficie de una manera inespecífica. En **g.** Se evidenció un tejido de aspecto erosionado con remoción completa del barrillo dentinal, acompañado por pequeñas grietas en los extremos de la muestra. En **h** también se observó remoción completa del barrillo dentinal en toda la extensión de la muestra aunque sin evidencia de fisuras como ocurrió en la muestra **g.**

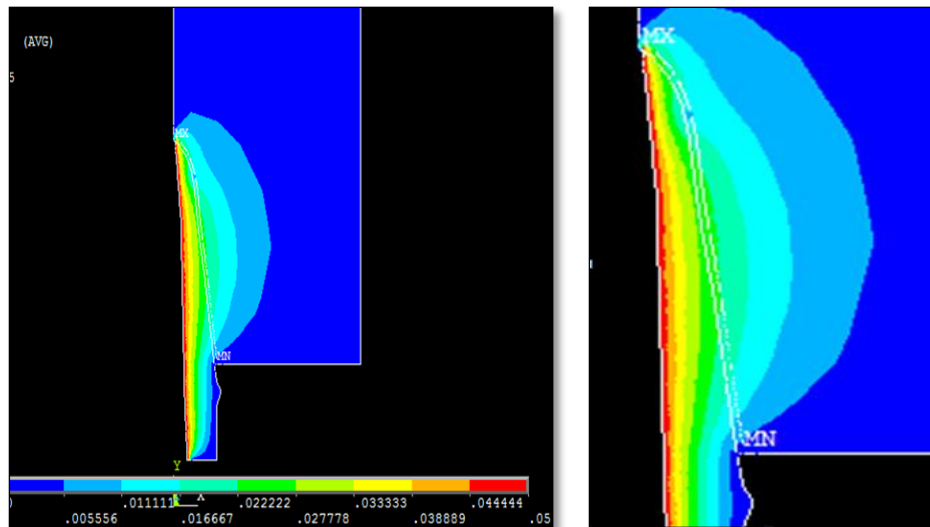
4.2 Modelo computacional de difusión para explicar cómo el hipoclorito de sodio afecta el sustrato dentinal

Con este modelo se obtuvo una aproximación de como difunde el hipoclorito de sodio al 5.25% en la dentina y cómo es posible un cambio de módulo del tejido dentinal en función del tiempo. La solución al modelo dentina E-Reducido- tiempo, se obtuvo simulando el proceso de difusión del ión hipoclorito durante 40 minutos y para el modelo de dentina E- Aumentado tiempo, la solución se obtuvo simulando la difusión del ión durante 40, 80, 120 y 160 minutos.

Los resultados de estos modelos estuvieron basados en una escala de colores asociada al porcentaje de concentración del ión hipoclorito. El color rojo indicó la máxima concentración (4-5%), los tonos azules señalaron la menor concentración del mismo (0-1%) los tonos amarillos y verdes la concentración intermedia (2-3%) (Figura 4-3 y 4-4) Aunque también se conoció la concentración del hipoclorito de sodio en moles de solución. (Ver tabla 4-1) Basados en los datos experimentales de conductancia en mS publicados por Guerisoli D. y Silva R en 1998 (99).

Tabla 4-1. Equivalencias en moles de solución de la concentración porcentual de la solución de hipoclorito de sodio al 5.25%

Concentración la Solución de hipoclorito de sodio en %.	Equivalencias de la concentración en porcentaje de la solución de hipoclorito de sodio al 5%	Concentración Molar de la solución hipoclorito en función del tiempo
0.1%	0.001	0,01343
0.5 %	0.005	0,06718
1.0%	0.010	0,13437
2.5%	0.025	0,33593
5%	0.05	0,67186

Figura 4-3. Difusión del hipoclorito de sodio modelo dentina E Reducido–tiempo

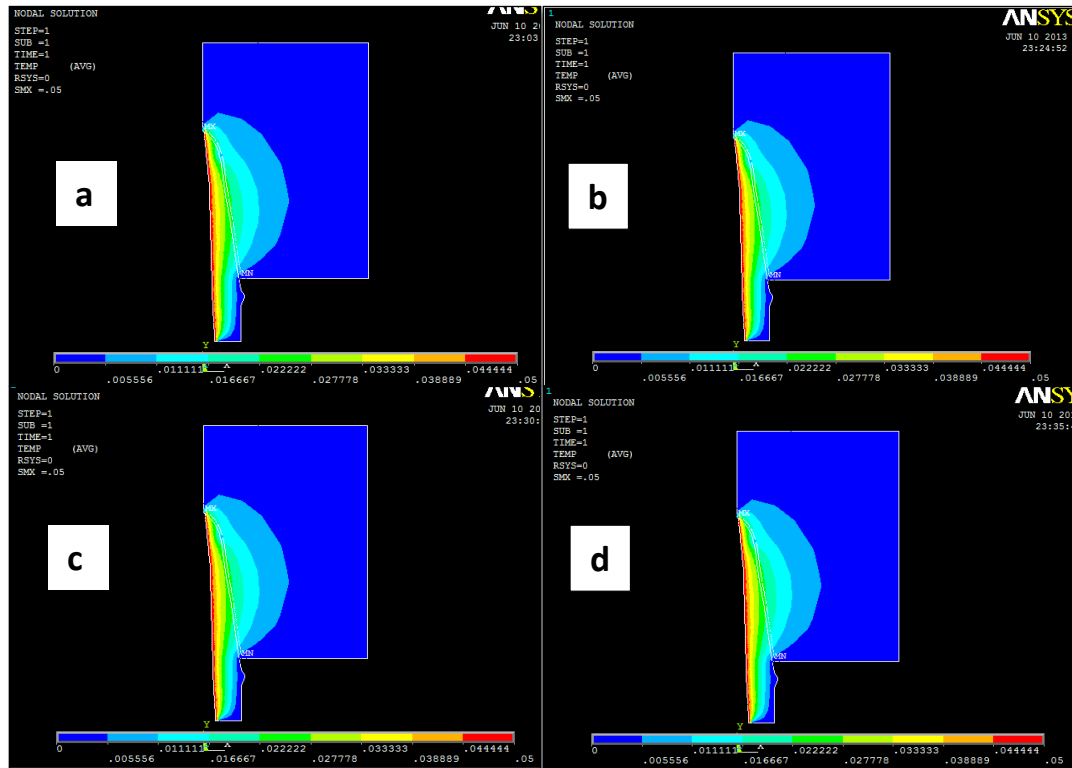
En la figura 4-3 se observa la difusión del hipoclorito al 5% para un tiempo de 40 minutos. La zona marcada en color rojo representó la zona de la dentina con máxima concentración de hipoclorito de sodio, es decir, entre 4 -5% mostrando un patrón de difusión uniforme a lo largo de eje medial del modelo.

La zona mostrada en color amarillo y verde, representó la concentración intermedia de la solución con valores de concentración entre 2%-3 %, y mostró un patrón de difusión ondulante, con mayor extensión en la porción radicular del modelo. A diferencia de lo observado para la dentina coronal cuyo patrón fue más homogéneo.

Adicionalmente, la zona que en la gráfica tiene tonos azules claros representó la zona con la menor concentración de hipoclorito, con valores entre 0-1% mostrando un patrón de difusión oscilante igual que el anterior. Aunque en la dentina coronal se observó distribución uniforme y la oscilante en el tercio cervical y medio del modelo.

Finalmente, la zona de color azul oscuro representó la zona donde el hipoclorito no difundió.

Figura 4-4. Difusión del hipoclorito de sodio modelo dentina – E Aumentado- tiempo



Difusión de hipoclorito en la dentina para a: 40min, b: 80 min, c: 120 min y d: 160 min

En la figura 4-4 se muestra la difusión del hipoclorito al 5 % para tiempos incrementales en a: 40 min, en b: 80 min, en c: 120 min y en d: 160 min. Como en el modelo anterior, la zona marcada en color rojo correspondió a la zona de mayor concentración del hipoclorito de sodio 4-5 %, cuya distribución fue uniforme a lo largo de eje medial del modelo. La zona en color amarillo y verde, representó la concentración media de la solución con valores de concentración entre 2 %-3 %, y con un patrón de difusión ondulante, con mayor extensión en la porción radicular del modelo. A diferencia de lo observado para la dentina coronal cuyo patrón fue más homogéneo. La zona que en la gráfica está con tonos azules claros fue la de menor concentración de hipoclorito, con valores entre 0-1% mostrando un patrón de difusión oscilante. Y la zona azul oscuro fue donde la concentración del hipoclorito fue 0%.

Para ambos modelos (modelo de dentina E Reducido- tiempo y modelo de dentina E Aumentado- tiempo) el patrón de difusión fue similar, debido a que la densidad de la dentina, la concentración de la solución y el coeficiente de difusión del ión fueron constantes.

Por lo tanto el modelo implementado bajo las restricciones impuestas demostró que, el ión hipoclorito al 5% difunde en la dentina, indicando que la concentración máxima está

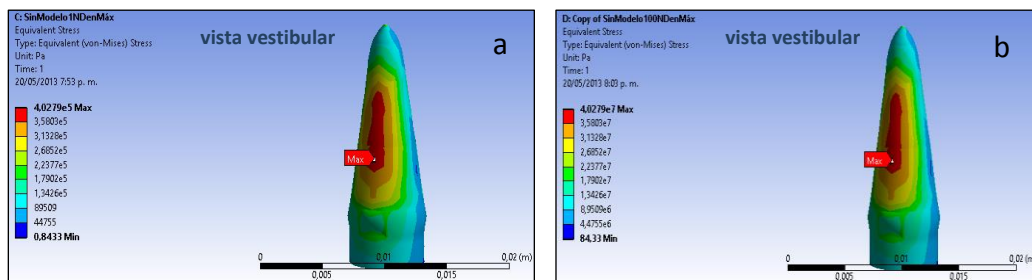
en la superficie del tejido que limita con el conducto radicular, y a medida que pasa el tiempo avanza a las zonas más profundas del modelo, hasta que en un instante de tiempo la concentración del mismo es mínima y luego nula. Finalmente, el ión hipoclorito alcanza la dentina externa, el ligamento periodontal y parte del hueso alveolar y estabiliza el gradiente de concentración, según las restricciones impuestas al modelo

4.3 Modelo computacional mecánico de la dentina tratada y restaurada con postes prefabricados en fibra de vidrio.

A continuación se presentan los resultados de un modelo tridimensional de un diente central superior tratado endodónticamente, restaurado con poste prefabricado con fibra de vidrio y un muñón reconstruido en resina, modificando el módulo elástico de la dentina.

a) **Modelo 1 Modelo Dentina-E máximo**, que consideró la dentina homogénea y con módulo de elasticidad máximo de 20 Gpa El esfuerzo máximo se localizó a nivel del tercio medio vestibular de la raíz con un patrón de distribución difuminado o esparcido a lo largo de toda la superficie vestibular radicular. Bajo la carga de 1N los esfuerzos Von Mises mínimos fueron 44755 Pa y alcanzaron un máximo de $4,0279 \times 10^5$ Pa. Así mismo, cuando la carga fue incrementada a 100N los esfuerzos se incrementaron a $4,4755 \times 10^6$ Pa y $4,0279 \times 10^7$ respectivamente (Figura 4-5).

Figura 4-5. Esfuerzos equivalentes modelo dentina -E Máximo

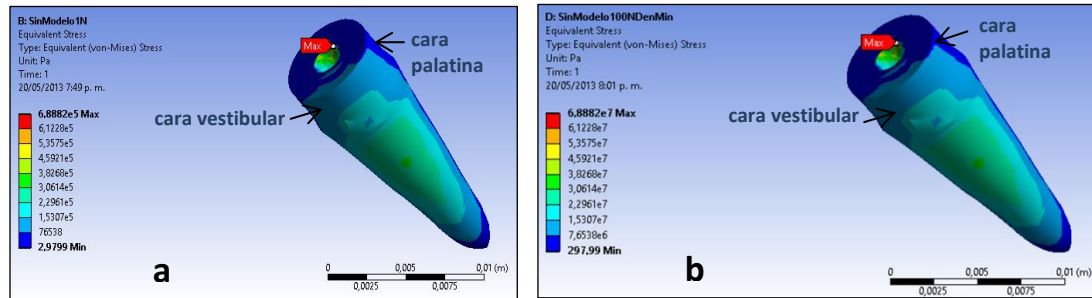


a. Carga aplicada 1N. b. Carga aplicada 100 N.

b) **Modelo 2 Dentina – E mínimo** que consideró la dentina homogénea y con módulo de elasticidad reducido a 7,1 Gpa, reportado por Jungbluth, H. en 2011, (101) asociado a la dentina cuando es tratada con hipoclorito de sodio. En este modelo, el esfuerzo máximo cambió su localización con respecto al modelo anterior. Se localizó en el tercio cervical de la dentina, de cara al canal radicular (figura 4-6 flecha roja). Esfuerzos menores, se

concentraron en la superficie vestibular de la raíz. Con un patrón de distribución diseminado en la zona. Cuando se aplicó una carga de 1N se registró aumento en el valor de los esfuerzos con respecto al modelo anterior. El máximo fue de $5,3575 \times 10^5$ Pa y mínimo de 2,9799 Pa (figura 4-6 a). Igualmente, con el incremento de la carga a 100N se incrementó la magnitud de los esfuerzos. Con la nueva carga, el esfuerzo Von Mises máximo reportado fue $5,3575 \times 10^7$ Pa y mínimo 297,99 Pa. (Figura 4-6 b)

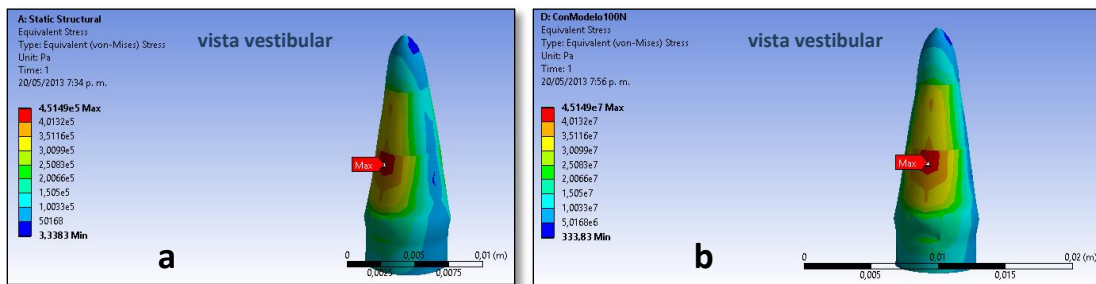
Figura 4-6 Esfuerzos equivalentes modelo dentina- E mínimo



a. Carga aplicada 1N. b. Carga aplicada 100 N

c) Modelo Dentina- E Reducido tiempo que consideró a la dentina no homogénea con módulo e elasticidad alterado por el efecto del hipoclorito de sodio en función del tiempo. En este modelo, el esfuerzo máximo se ubicó en la misma zona que en modelo de dentina $E_{\text{máximo}}$: tercio medio vestibular de la raíz, la diferencia residió en el patrón de distribución que aquí fue puntual (figura 4-7- flecha roja). Al aplicar una carga de 1N, se observó ligero incremento en el esfuerzo Von Mises máximo: $4,5149 \times 10^5$ Pa y en el minino de 3,383 Pa con respecto al primer modelo. Al aumentar la carga a 100 N, también se incrementó el esfuerzo Von Mises máximo en $4,5149 \times 10^7$ Pa y mínimo en $333,83 \times 10^6$ Pa. Aunque presentaron el mismo comportamiento puntual.

Figura 4-7 Esfuerzos equivalentes modelo de dentina- E Reducido tiempo

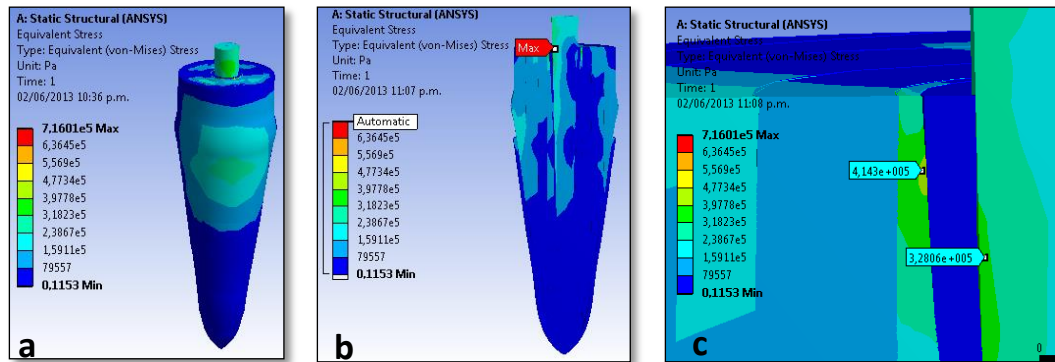


a. Carga aplicada de 1N b. Carga aplicada 100 N

También se analizó la interfase dentina-cemento resinoso-poste. Cuando el diente fue cargado a 1 y 100N. Los mayores esfuerzos Von Mises se concentraron en el tercio cervical y medio del modelo con un patrón de distribución extendido sobre la zona. (Ver

figura 4-8.a y b). La dentina presentó el máximo esfuerzo Von Mises con un valor de $4,7734 \times 10^5$ Pa, seguido por el poste prefabricado con valores de $3,2806 \times 10^5$ Pa, y el cemento resinoso fue el material con los menores esfuerzos en la interfase con valor de $0,1153$ Pa. (Ver figura 4-8. c).

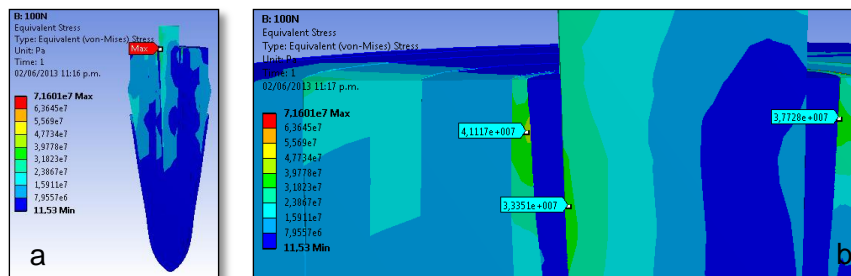
Figura 4-8 Esfuerzos equivalentes modelo de dentina E Reducido-tiempo interfase completa carga 1N.



a. Esfuerzos Von Mises Interfase completa. b. Corte longitudinal esfuerzos Modelo de Dentina E Reducido-tiempo. c. vista ampliada de la interfase. Carga 1N.

Cuando el modelo fue cargado con 100N, el comportamiento de la interfase fue similar al anterior, los esfuerzos se concentraron en el tercio cervical y medio del modelo con un patrón de distribución extendido sobre la zona. Y con el incremento de la carga, se incrementaron los esfuerzos Von Mises máximos hasta $4,7734 \times 10^7$ Pa La dentina presentó el máximo esfuerzo Von Mises con un valor de $4,1117 \times 10^7$ Pa, seguido por el poste prefabricado con valores de $3,3351 \times 10^7$ Pa, y el cemento resinoso fue el material con los menores esfuerzos en la interfase. (Figura 4-9. a y b).

Figura 4-9. Modelo de dentina E Reducido-tiempo. Carga 100 N.



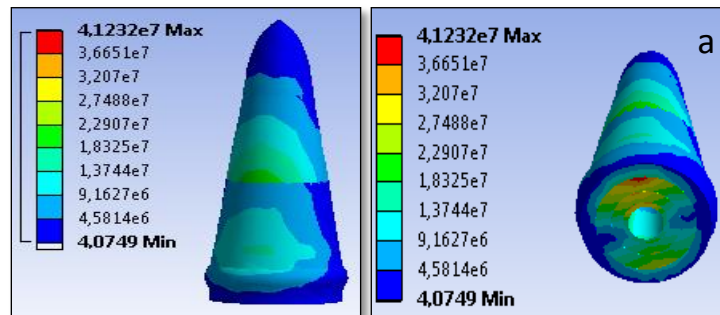
a. Esfuerzos Von Mises de la interfase dentina-cemento-poste b. Corte longitudinal esfuerzos. c. Vista ampliada de la interfase.

d) **Modelo Dentina- E Aumentado-tiempo**, que consideró la dentina como un cuerpo no homogéneo con módulo de elasticidad aumentado por efecto del hipoclorito de sodio en cuatro tiempos: 40, 80, 120,160 minutos, (ver tabla) bajo una carga de 100N.

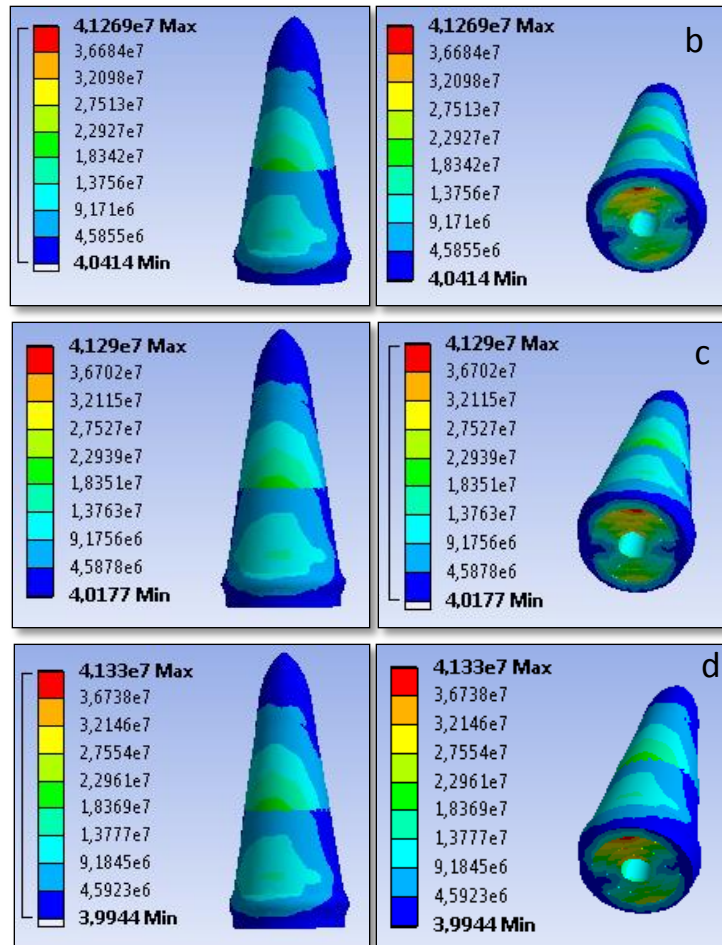
Tiempo (minutos)	0	40	80	120	160	Referencias
Módulo de Elasticidad (Gpa)-Modelo Dentina- E Aumentado-tiempo	108,85	109,37	109,79	110,15	110,45	Calculado con base en los datos experimentales de Zhang K y cols en 2010 (112). Wenger M 2007 (93) y Méndez M 2006. (94).

El análisis de los esfuerzos arrojó que para todos los tiempos, el máximo esfuerzo se situó en superficie vestibular (tercio cervical) en la zona del ferrúle. (Ver figura 4-10) con un patrón de distribución mixto, es decir, concéntrico en el tercio cervical y medio del modelo, e incremental - difuminado sobre los tercios medio y apical de la raíz. En el modelo de 40 minutos, el máximo esfuerzo Von Mises fue $4,1232 \times 10^7$ Pa. Y el menor valor fue 4,0749 Pa en la porción palatina del modelo. Para los modelos de 80,120 y 160 minutos, los esfuerzos Von Mises aumentaron en forma lineal con el aumento del tiempo. Los esfuerzos Von Mises mínimos y máximos de la dentina para todos los tiempos están referidos en la tabla 4-2.

Figura 4-10. Esfuerzos equivalentes modelo de dentina- E Aumentado-tiempo



Modelo con carga aplicada de 100N a: 40 min, muestra los esfuerzos y su localización luego del tratamiento con hipoclorito de sodio.



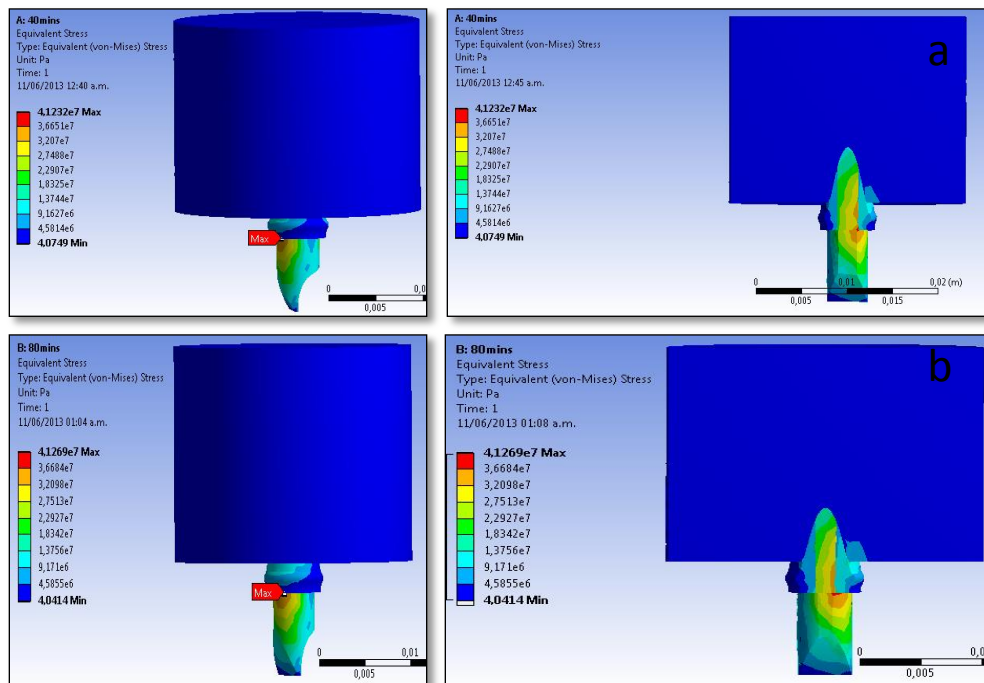
Modelo con carga aplicada de 100N b: 80 min, c: 120 min, d: 160 min. Muestra los esfuerzos y su localización luego del tratamiento con hipoclorito de sodio.

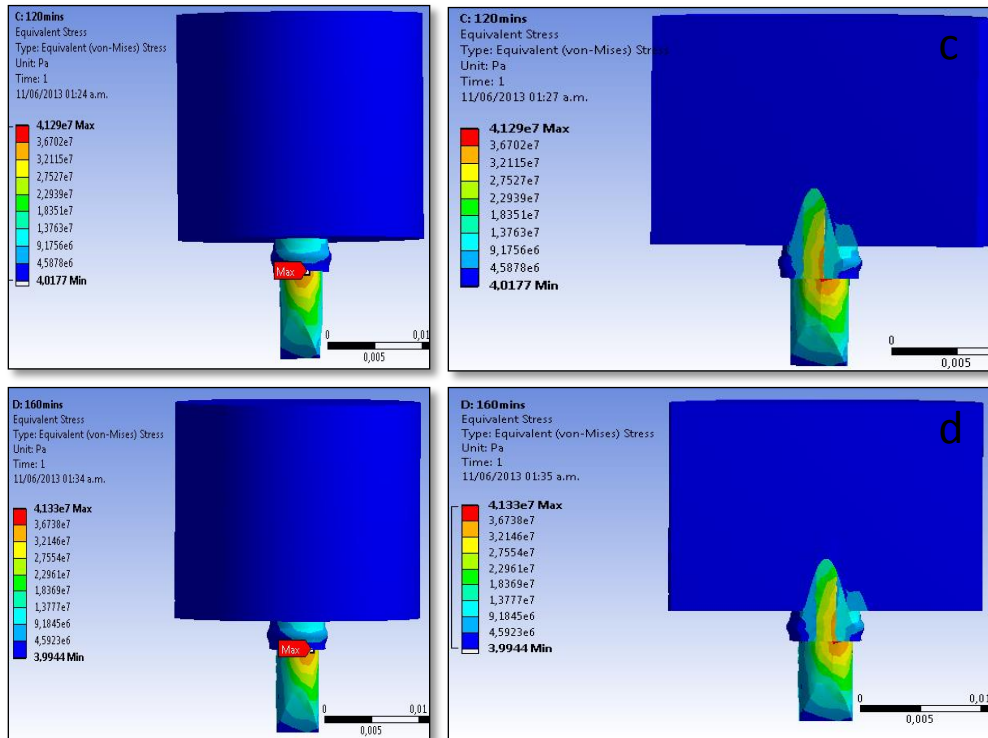
Tabla 4-2 Esfuerzos Von Mises-cuerpo de dentina Modelo dentina E Aumentado-tiempo

Cuerpo de dentina en el tiempo en minutos.	Esfuerzo Von Mises Mínimo (Pa)	Esfuerzo Von Mises Máximo (Pa)
40	4,0749	4,1232 x 10 ⁷
80	4,0414	4,1269 x 10 ⁷
120	4,0177	4,129 x 10 ⁷
160	3,9944	4,133 x 10 ⁷

Además se analizaron los esfuerzos cuando el diente está restaurado con un muñón de resina. El esfuerzo Von Mises Máximo en el modelo de 40 minutos fue $4,1232 \times 10^7$ Pa. Y se localizó en la interfase dentina- muñón de resina. Con un patrón de distribución difuminado. (Ver figura 4-11). Los esfuerzos Von Mises máximos para los modelos de 80, 120 y 160 minutos aumentaron en forma lineal con respecto al tiempo y se localizaron en la misma zona del modelo de 40 minutos (interfase dentina - muñón de resina) (ver tabla 4-3)

Figura 4-11. Esfuerzos equivalentes diente restaurado





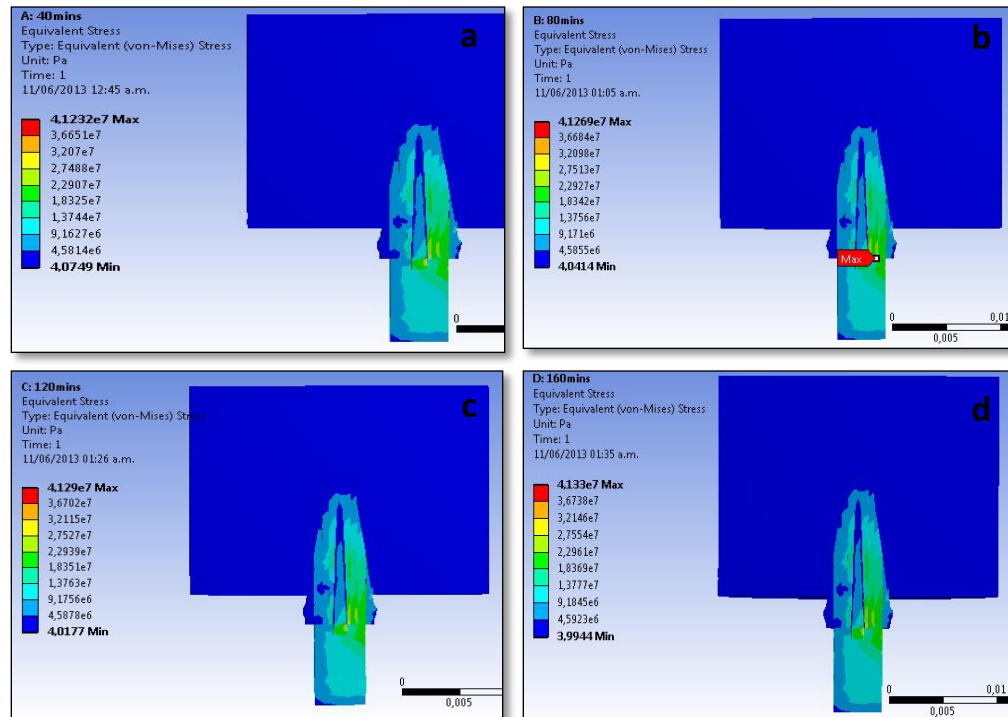
Esfuerzos y su localización en un modelo con carga aplicada de 100 N. a 40 min y b 80 min, c 120 min y d 160 min luego del tratamiento con hipoclorito de sodio.

Tabla 4-3. Esfuerzos Von Mises diente con un muñón- modelo dentina E Aumentado-tiempo

Modelo Reconstruido con muñón de resina en tiempo (min)	Esfuerzo Von Mises Máximo (Pa)
40	$4,1232 \times 10^7$
80	$4,1269 \times 10^7$
120	$4,129 \times 10^7$
160	$4,133 \times 10^7$

Cuando se analizó la interfase dentina-cemento resinoso- poste prefabricado, se observó esfuerzos inferiores con respecto a la interfase dentina - muñón de resina. Para todos los tiempos, los esfuerzos se localizaron entre el tercio cervical y medio de la interfase, con un patrón de distribución irregular. En el modelo de 40 minutos el esfuerzo máximo alcanzó $3,207 \times 10^7$ Pa. Y el mínimo fue de 4,0749 Pa. (Ver figura 4-12). En los modelos de 80, 120 y 160 minutos los esfuerzos conservaron la linealidad con respecto al tiempo. Los esfuerzos Von Mises para todos los tiempos están la tabla 4-4

Figura 4-12. Esfuerzos Von Mises interfase dentina - cemento resinoso - poste.



Carga aplicada 100 N. a, b, c, d muestra los esfuerzos y su localización para 40, 80, 120 y 160 min de tratamiento con hipoclorito de sodio respectivamente.

Tabla 4-4. . Esfuerzos Von Mises- interfase dentina- cemento resinoso- poste en modelo de dentina E-Aumentado-tiempo.

Interfase Dentina- cemento resinoso- poste en tiempo (min)	Esfuerzo Von Mises Mínimo (Pa)	Esfuerzo Von Mises Máximo (Pa)
40	4,0749	$3,207 \times 10^7$
80	4,0414	$3,2098 \times 10^7$
120	4,0177	$3,2115 \times 10^7$
160	3,9944	$3,2146 \times 10^7$

Finalmente, se compararon los esfuerzos originados en la dentina antes (cuerpo de dentina-ver figura) y después de la restauración (interfase dentina -cemento resinoso- poste de fibra) en los modelos aplicados a un tiempo de 40 minutos bajo una carga de 100 N (Ver tabla 4-5). En términos generales, los valores de esfuerzos del cuerpo de dentina se encontraron en el mismo orden, sin embargo el máximo esfuerzo se presentó en el modelo de dentina E mínimo y el menor en el modelo de dentina E máximo.

Tabla 4-5. Comparación esfuerzos Von Mises del cuerpo de dentina - modelos analizados

Cuerpo de Dentina Carga 100 N	Módulo Elástico Ingresado (Gpa)	Esfuerzo Von Mises Mínimo (Pa)	Esfuerzo Von Mises Máximo (Pa)
E Máximo	20	$4,4755 \times 10^6$	$4,0279 \times 10^7$
E Mínimo	7,1	$7,6538 \times 10^6$	$5,3573 \times 10^7$
E Reducido - tiempo	[20-7,1]	$5,0168 \times 10^6$	$4,5149 \times 10^7$
E Aumentado-tiempo	[108,5-109,37]	4,0749	$4,1232 \times 10^7$

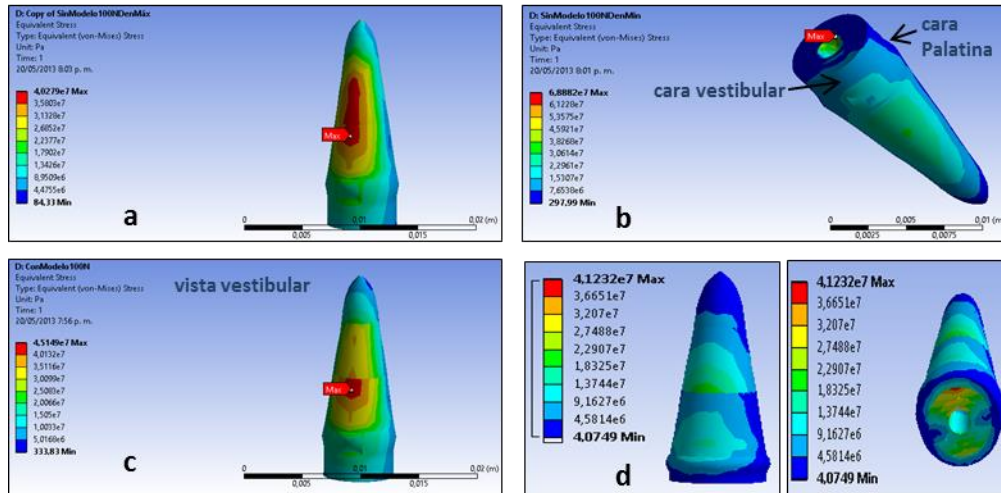
Al comparar la ubicación y patrón de distribución de los esfuerzos Von mises de la dentina en los modelos propuestos (ver figura 4-13) se observó que, en el modelo de dentina E máximo estos se localizaron a nivel del tercio medio vestibular de la raíz con un patrón de distribución difuminado o esparcido en la superficie (figura 4-13a).

Para el modelo de dentina E mínimo, su localización cambió al tercio cervical de la dentina, de cara al canal radicular, con un patrón de distribución diseminado en la zona. (figura 4-13 b)

En el modelo de dentina E Reducido-tiempo, el esfuerzo máximo también se ubicó en el tercio medio vestibular de la raíz, como el modelo de dentina E máximo: la diferencia estuvo que el patrón de distribución fue puntual. (figura 4-13c)

Y para en modelo propuesto en esta investigación modelo dentina Aumentado-tiempo, los esfuerzos se ubicaron en la superficie vestibular (tercio cervical) en la zona del ferrúle, con un patrón de distribución mixto: concéntrico en el tercio cervical y medio del modelo, e incremental - difuminado sobre los tercios medio y apical de la raíz (figura 4-13d).

Figura 4-13 Comparación esfuerzos Von Mises dentina- modelos propuestos.



Se muestra en a. modelo de dentina E máximo, en b: modelo de dentina E mínimo, en c: modelo de dentina E Reducido-tiempo y en d: modelo de dentina Aumentado-tiempo. Esfuerzos de la dentina.

Con respecto a la interfase en los modelos con módulo de elasticidad alterado, los menores esfuerzos se dieron en el modelo de Dentina E- Aumentado tiempo (Ver tabla 4-6)

Tabla 4-6 Comparación - esfuerzos interfase dentina-cemento resinoso- poste prefabricado modelos analizados.

Interfase Dentina-Cemento resinoso-Poste.	Esfuerzo Von Mises Mínimo (Pa)	Esfuerzo Von Mises Máximo (Pa)
Modelo de Dentina- E Reducido- tiempo	11,53	$4,7734 \times 10^7$
Modelo Dentina-E Aumentado- tiempo	4,0749	$3,207 \times 10^7$

5. Discusión

Esta investigación explicó el comportamiento mecanobiológico y mecánico del tejido dentinal tratado endodónticamente y restaurado con postes de fibra de vidrio, a través de dos métodos: uno experimental y otro computacional.

A través del método experimental se realizó la caracterización de la dentina tratada endodónticamente, utilizando el microscopio electrónico de barrido. El procedimiento de caracterización dentinal, se hizo bajo el protocolo clínico que irriga la dentina con hipoclorito de sodio al 5.25 % solo y/o en combinación con EDTA al 17%, y que utiliza sistemas adhesivos de grabado total, los cuales emplean ácido ortofosfórico al 37%.

La caracterización permitió observar algunos de los cambios cualitativos irreversibles en el sustrato dentinal, como la presencia de fisuras y grietas de tamaño variable tanto en la dentina intertubular como en la dentina peritubular. También, se corroboró que la solución de hipoclorito de sodio al 5.25% removi6 parcialmente el barrillo dentinal. como es conocido, el hipoclorito de sodio es agente oxidante que degrada ácidos grasos y lípidos bacterianos, neutraliza aminoácidos, y se une a los grupos aminos de la proteínas (32). Es decir, tiene predilección por la fase orgánica pero como el smear layer no solo contiene desechos orgánicos no es completamente eliminado por el hipoclorito de sodio.

Sin embargo, Dogan y Qalt en 2001 encontraron que el hipoclorito de sodio también altera el contenido de la fase mineral de la dentina (113). De igual forma, Perdigo en 2000 J y Sim T en 2001 reportaron que el hipoclorito de sodio en la dentina además de disolver el colágeno, disuelve la unión colágeno –mineral, remueve iones de carbonato y magnesio, deja una superficie rica en hidroxapatita, y cambia la cristalinidad del tejido. (114, 115).

Cuando el hipoclorito de sodio al 5.25% fue usado en combinación con EDTA al 17% y ácido fosfórico al 37% se produjeron daños mayores en la dentina cervical y daños menores en la dentina media. Dichos cambios son irreversibles y se cree que son producto de un efecto acumulativo de las sustancias empleadas. El hecho de irrigar la dentina con hipoclorito de sodio y EDTA de manera secuencial con el fin de aprovechar las propiedades de cada irrigante, sigue siendo un punto controversial. Algunos autores como Yamashita, y Lim y cols en 2003 (citados en Hülsmann M 2003) sostienen que combinar hipoclorito de sodio y EDTA potencializan sus efectos mientras que Grawehr y cols en 2003 (citados en Hülsmann M 2003) señalaron que dicha combinación mantiene

el efecto limpiador del EDTA pero reduce la capacidad de acción del hipoclorito de sodio por disminución de la cantidad de cloro disponible en la solución. (116).

Las fisuras, grietas y la pérdida de la arquitectura dentinal encontradas en la dentina cervical radicular tratada con hipoclorito de sodio al 5,25%, edta al 17% y ácido fosfórico se especula que son producto de la irrigación secuencial sobre la superficie, debido a que en la dentina cervical radicular hay mayor cantidad de matriz colágena cuyas fibras están menos entrecruzadas que las de la dentina media, lo cual facilita la acción del hipoclorito de sodio en un tiempo menor. Estos resultados estuvieron de acuerdo con Camargo y cols en 2007, quienes reportaron diferencias estructurales entre la dentina cervical y media.

Adicionalmente, se consideró que las fisuras y grietas encontradas en la dentina intertubular, son consecuencia de la irrigación secuencial con hipoclorito de sodio y edta, de acuerdo con lo reportado por Zhang y cols en 2010, Kaya S, en 2011, quienes afirman que el efecto de hipoclorito de sodio sobre la superficie de la dentina es irreversible y está presente independientemente si se usa edta o no. El edta remueve la fase mineral, causando un patrón de erosión en túnel y destrucción morfológica del tejido que se percibe como la erosión de las paredes del canal(38, 117). Aunque, no se descarta que estas, sean ocasionadas durante la instrumentación del canal radicular y por el uso de la fresa desobturadora y no por acción química.

En cuanto a las diferencias de daños mayores y menores en los tercios analizados, son ocasionadas por las diferencias en la densidad tubular, el espesor de la dentina peritubular y el volumen de la matriz intertubular, de acuerdo con los planteamientos hechos por Camargo y cols en 2007 y Arola en el 2012, quienes reportaron que la dentina del tercio cervical radicular presenta mayor densidad tubular, mayor dentina intertubular y por consiguiente mayor volumen de matriz colágena con respecto al tercio medio radicular. Aunque, otras diferencias menos estudiadas como el aumento en la ramificación de túbulos dentinales, mayor diámetro y entrecruzamiento de las fibras colágenas en la dentina media retardan la penetración del hipoclorito de sodio en la zona (118).

Los resultados de esta caracterización estuvieron en concordancia con los presentados por Karunakaran en 2012, en el cual el hipoclorito de sodio al 5.25 % solo removió parcialmente la capa superficial de barrillo dentinal y dejó los túbulos dentinales ocluidos. Y el tratamiento con EDTA al 17% fue efectivo ya que produjo una superficie libre de barrillo dentinal, aunque dejó el tejido erosionado de acuerdo con lo reportado por Gao S y cols en 2012 (36).

Otro aspecto analizado en este trabajo fue la modificación del módulo de elasticidad dentinal como resultado del tratamiento con hipoclorito de sodio al 5.25% durante el tratamiento endodóntico. Analizar dicho efecto es relevante teniendo en cuenta que sobre

estos dientes existe una larga trayectoria investigativa y aún no se ha podido dilucidar porque siguen teniendo fallas catastróficas.

Autores como Fuentes V 2004, Pascón F 2009 y Carvalho y cols 2012 afirman que el tratamiento con hipoclorito de sodio disminuye las propiedades mecánicas de la dentina, otros como Cheron R y cols en 2011, reportaron que dicho tratamiento no altera las propiedades mecánicas. De igual forma, Grigoratos D 2000, quien analizó barras de dentina tratadas con hipoclorito de sodio al 3% y 5% por 2h encontró reducción del módulo de elasticidad. Así mismo, Jungbluth y cols en el 2011, analizaron barras de dentina radicular tratadas con hipoclorito de sodio al 5% por 30 min, empleando la máquina de ensayos universales, observando disminución del módulo de elasticidad a 7,1 Gpa (101).

En contraste, Cheron R y cols en 2011, analizaron barras de dentina radicular tratada endodónticamente mediante microscopio de fuerza atómica, reportaron que el módulo de elasticidad de la dentina tratada es $18,9 \pm 2$ Gpa, y la dentina no tratada que fue $17,8 \pm 2$ Gpa. Es decir que dicho tratamiento no altera el módulo de elasticidad (119).

Los valores de módulo de elasticidad anteriormente expresados contrastan con los valores de la dentina sin tratar. Por ejemplo, Arola D 2012 reportó que el módulo elástico de la dentina coronal como radicular en varía de 12 a 20 Gpa (118). Otros estudios reportan un módulo máximo de 18,6 Gpa.

Entonces, es un hecho que los valores de módulo elástico (E) de la dentina tratada con hipoclorito de sodio reportados en la literatura son controversiales y presentan amplios rangos de variación según Kinney 2003 (citado en Ziskind 2011) (120). Dichas variaciones pueden atribuirse a las características de la muestra como el tamaño, forma, grado de densidad tubular, espesor de la dentina intertubular, anisotropía de la dentina radicular, las características su matriz intertubular y otras relacionadas con el tipo de experimento y escala de medición de acuerdo con lo reportado por Kinney 2004 (120).

En este trabajo se propuso y se planteó que el tratamiento con hipoclorito de sodio al 5% produce un aumento del módulo elástico en la dentina basados en los resultados del estudio experimental de Zhang y cols en 2011,(112) que señalan la disminución de la fase colágena de la dentina por la acción del hipoclorito de sodio. Y conociendo que dicha fase es la responsable de la elasticidad del tejido (104) de acuerdo con la estructura del mismo(121) y si esta se reduce, aumenta la fase mineral que es rígida y quebradiza.

Adicionalmente, Fuentes V, 2003 y Arola 2012, afirman que las propiedades mecánicas de la dentina dependen de su microestructura y composición (118, 122). Se planteó analizar como el cambio que sufre el sustrato dentinal por el tratamiento con hipoclorito de sodio influye en los esfuerzos mecánicos y por ende en la respuesta del tejido tratado y restaurado con postes de fibra.

Todo el análisis se hizo usando el método de los elementos finitos, un método computacional y numérico que resuelve fenómenos complejos basados en los principios de la simplificación y subdivisión del problema. De modo que, conociendo las propiedades de cada subdivisión (elemento) se construye la respuesta al problema (83).

Los modelos computacionales planteados para esta investigación, uno de difusión y otro mecánico, se apoyaron en la mecanobiología computacional, una ciencia relativamente nueva que explica cómo los estímulos químicos, físicos, biológicos y mecánicos afectan el comportamiento de una célula, tejido u órgano (88).

En términos generales, los modelos de difusión son una herramienta valiosa para explicar el movimiento de moléculas e iones en un medio de mayor concentración a menor concentración, es decir en desequilibrio. Se han realizado modelos experimentales para representar el fenómeno de difusión. Benitez y cols en 1997, midieron en discos de dentina coronal el volumen de agua destilada filtrada en función del tiempo. Aunque estos autores reportaron que no se pudo demostrar estadísticamente una relación entre el área de dentina y el líquido filtrado en el tiempo, ya que los datos obtenidos fueron variables y dispersos.(123)

Con el avance de los computadores y con el fin de reducir las dificultades de la técnica experimental, también se han planteado modelos computacionales de difusión principalmente en la industria farmacéutica para explicar la cinética de fármacos.(124) En odontología, la aplicación de estos modelos es relativamente nueva. Se han construido modelos computacionales de fluido dinámico para explicar cómo la forma del canal radicular interfiere con la irrigación (125). También, se ha diseñado modelos de reacción - difusión para explicar la estructura y organización de los odontoblastos y para predecir la geometría de los túbulos dentinales a partir de la expresión de factores moleculares y de proteínas morfogenéticas óseas BMP2 (126).

Esta investigación aportó la creación de un modelo computacional de difusión con el fin de simular en forma aproximada la difusión del hipoclorito de sodio en la dentina, identificar las zonas con mayor y menor concentración del ion y explicar la variación del módulo de elasticidad dentinal, ya que en la literatura no encontraron estudios que traten este fenómeno y tampoco es claro lo que ocurre con el módulo elástico de la dentina tratada con hipoclorito de sodio.

El fenómeno de difusión fue analizado a través de un modelo axisimétrico de un diente central superior conformado por dentina, ligamento periodontal y hueso alveolar, que por estar construido en 2D redujo costos computacionales. Los resultados de dicho modelo se ajustaron al concepto de difusión, el cual, describe un proceso dinámico irreversible que elimina las diferencias de concentración en un medio, impulsado por una fuerza conductora: el gradiente de concentración. Dichas diferencias de concentración generan movimiento de las moléculas y/o iones desde un sitio de mayor concentración a uno de

menor concentración y solo se detiene cuando en el medio haya igualdad de concentración (127).

Para mallar el modelo de difusión se utilizó el elemento PLANE 55 (cuadrilátero de cuatro nodos), un sólido térmico con el que se puede realizar análisis térmico transitorio o en estado estacionario en 2D. Tiene cuatro nodos, un grado de libertad y temperatura en cada nodo, lo cual permite hacer una analogía entre la conducción térmica y la difusión del ión hipoclorito.

Plane 55 es muy versátil, puede ser usado como elemento plano o como elemento axisimétrico con capacidad de conducción térmica en 2D. Adicionalmente, con este elemento se puede modelar el flujo de fluido en estado estacionario no lineal a través de un medio poroso. Con esta opción, los parámetros térmicos se interpretan como parámetros de flujo de fluidos análogos. (Tomado de la herramienta Helps del software ANSYS 14.0). En el modelo planteado, PLANE 55 fue usado como elemento axisimétrico y para análisis transitorio.

A este modelo se le impusieron algunas restricciones con el fin de reducir variables y buscar la simplicidad del mismo. Se consideró la difusión del ión hipoclorito en la dentina el ligamento periodontal y parte del hueso alveolar. Aunque se sabe que el ión hipoclorito puede atravesar los tejidos periradiculares gracias al fenómeno de permeabilidad dentinal que origina un proceso de difusión, es conveniente investigar con detalle el fenómeno de difusión en los tejidos contiguos a la dentina.(cemento radicular, ligamento periodontal y hueso alveolar).

La permeabilidad transdentinal es derivada de la estructura tubular y por la presencia de fluido intertubular.(128) De acuerdo con ello, Parodi 2009 señaló que en la dentina radicular se consideran dos tipos de permeabilidad dentinal (37). La primera llamada Macro-permeabilidad parietal, asociada con la presencia de canales secundarios o accesorios en toda la extensión de la raíz, especialmente en el tercio apical que permiten el paso de fluidos, iones, bacterias y toxinas responsables de los cambios inflamatorios en los tejidos periradiculares de dientes vitales u obturados. Aunque se han descrito otros factores como el estado de la capa de cemento radicular, inflamación pulpar, y /o esclerosis tubular. Esto está en concordancia con lo reportado por Madison y Walton en 1990 (129).

El otro tipo de permeabilidad dentinal es llamada micro-permeabilidad parietal y está relacionada con la permeabilidad de la dentina radicular a colorantes, iones e isótopos y fluidos especialmente en el tercio medio y cervical. De acuerdo con ello, Tjäderhane y cols en 2012, demostraron mayor difusión de tintes en la dentina radicular vestibular y lingual y menor en mesial y distal ocasionado por la oclusión de los túbulos dentinales (130).

Adicionalmente, la permeabilidad dentinal es afectada por el uso de sustancias químicas como el hipoclorito de sodio, el EDTA y el ácido fosfórico. Según Barbosa S y cols en

1994 el hipoclorito de sodio al 5% usado en el tratamiento endodóntico, incrementa la conductancia hidráulica de la dentina en un 100%, lo que a su vez acrecienta su permeabilidad y el paso de otras moléculas.

Entonces, se sabe que el fenómeno de difusión dentinal depende de factores intrínsecos como la microestructura y el tipo de dentina, y de factores extrínsecos como el tipo de sustancia química tratante, tiempo de exposición a la misma, y coeficiente de difusión del ion. Difícilmente se limita a la dentina. En ese sentido, es posible que el ión hipoclorito atraviese la superficie externa del diente y llegue al ligamento periodontal gracias a la permeabilidad dentinal (129).

El modelo de difusión simuló la propagación del ion hipoclorito en la dentina basados en que el ión cloro es un potente oxidante responsable del efecto antimicrobiano de la solución de hipoclorito de sodio.(32) Aunque, Henao S y cols en el 2003, reportaron que el ión hipoclorito (OCl^-) tiene una actividad antimicrobiana reducida con respecto al ácido hipocloroso ($HOCl$), por estar cargado eléctricamente y por atravesar con dificultad la membrana celular bacteriana.(131)

También, los resultados obtenidos en el patrón de difusión para los modelos dentina E Aumentado y Reducido fueron similares ya que la densidad de la dentina, la concentración de la solución y el coeficiente de difusión del ion fueron constantes.

El modelo de difusión simuló la difusión del hipoclorito de sodio y representó de manera aproximada diferentes zonas de concentración del ión hipoclorito en la dentina, mostrando como la zona de máxima concentración del hipoclorito (5%) la dentina cercana al canal radicular, seguido por la dentina media (2-3%), la dentina externa y el ligamento periodontal (0-1 %). Confirmando que el fenómeno de difusión se da a expensas de un gradiente de concentración.

Según los resultados del modelo de difusión, la zona dentinal marcada con rojo es la más dañada ya que está en contacto directo con la sustancia tratante, sin descartar que las capas subsuperficiales marcadas en amarillo y verde también lo estén gracias al fenómeno de permeabilidad dentinal. El deterioro de la capa superficial de la dentina, que estará en contacto directo con el cemento resinoso para retener el poste en el canal radicular, podría impedir la infiltración adecuada de los monómeros adhesivos, desfavorecer la hibridización dentinal y favorecer la descementación del poste del canal radicular.

No obstante, conviene precisar que en términos generales, el coeficiente de difusión en los líquidos aumenta con la temperatura y puede ser diez mil a cien mil veces menor que en los gases.(132) También, se sabe que este, depende del radio hidrodinámico efectivo y de la carga del ión, cuando se le aplica a la muestra cargas eléctricas. Sin embargo,

cuando la presión y temperatura son constantes, el coeficiente de difusión de las moléculas y iones depende exclusivamente del soluto y del solvente.

Para obtener dicho coeficiente de difusión se usó la ecuación $D = 2.67 \times 10^{-7} \lambda$ publicada por Jenkins E. N, en 1953, donde λ (Lambda) equivale a la conductancia de la solución (capacidad de conducir la electricidad) que también varió de acuerdo con la concentración de la misma. Es decir que a medida que aumenta la concentración tendremos coeficientes de difusión diferentes.

En el modelo de difusión se realizó un análisis de difusión en una solución de hipoclorito de sodio al 5 %, con 25°C de temperatura y pH básico, asumiendo la difusión del ión hipoclorito (OCl^-) en la dentina y descartando la de compuestos como el ácido hipocloroso (HOCl), el hidróxido de sodio (NaOH), y de iones sodio (Na^+), y cloro (Cl^-), hidrógeno (H^+) generados durante la reacción de disociación.

Por otro lado, una vez terminado que el tratamiento endodóntico el diente debe restaurarse definitivamente. El éxito de este tratamiento depende de una terapia endodóntica adecuada que evite la reinfección del canal y de una restauración protésica que selle el diente tratado (37).

En esta investigación se escogió un tema tan estudiado y controvertido como lo es la restauración de dientes tratados endodónticamente ya que a pesar de los avances en los materiales de los postes, las técnicas de adhesión, no se ha logrado estandarizar los protocolos clínicos en estos casos y porque aún se presentan fracasos en los tratamientos. El aporte en esta fase del trabajo, fue dado desde la mecanobiología computacional con la cual se estableció una relación entre el daño estructural de la dentina causado por un agente externo (hipoclorito de sodio) y los esfuerzos Von Mises del tejido, dando una aproximación del desempeño del diente en función. Es decir, se analizó un diente cuyo sustrato dentinal tiene el módulo de elasticidad modificado. Situación que no había sido planteada en otras investigaciones ya que estas consideran que el módulo elástico de la dentina es igual en un diente tratado que en uno sin tratar.

La construcción de un modelo mecánico en 3D para evaluar los esfuerzos Von Mises de la dentina, permitió la reproducción exacta de los detalles, la posibilidad de rotación espacial del modelo y la visualización de las estructuras internas.(interfases analizadas) Considerar la dentina un cuerpo no homogéneo y con módulo de elasticidad aumentado, permitió visualizar una zona adicional de esfuerzos mecánicos (tercio medio de la raíz), a la reportada anteriormente (tercio cervical), con lo que se podría entender mejor la realidad clínica de estos dientes y porque se siguen descementando los postes prefabricados. Por consiguiente, la hipótesis nula fue rechazada y se aceptó que el cambio de módulo de elasticidad de la dentina provocado por la irrigación con hipoclorito de sodio afecta la distribución de los esfuerzos de la dentina.

Las condiciones de diseño impuestas al modelo geométrico de este trabajo se realizaron pensando en las condiciones mínimas requeridas para el tratamiento con postes

prefabricados de fibra de vidrio, los cuales estuvieron de acuerdo con las indicaciones terapéuticas dadas por Murgueitio R y Avila G en 2012, quienes recomiendan colocar un retenedor intraradicular en dientes anteriores tratados endodónticamente cuyo tejido coronal está íntegro en un 100% y posee una altura entre 1-3 mm (96).

Aunque estos autores sugieren indistintamente la colocación de retenedores colados o prefabricados ya sean metálicos, en zirconio o fibra de vidrio. Este trabajo seleccionó el poste de fibra de vidrio y un muñón en resina compuesta para restaurar el diente tratado endodónticamente, ya que este material representa la evolución de los sistemas metálicos, ya que se une al diente formando un complejo homogéneo, no se corroe y tienen propiedades estéticas. Con respecto a esta última, y de acuerdo con Juloski J en 2012, la demanda por hacer procedimientos más simples en menor tiempo y con restauraciones estéticas ha promovido la utilización de postes prefabricados hechos con materiales estéticos: fibra de vidrio (133).

Adicionalmente, este modelo consideró, la presencia de tejido coronal remanente con fin de asegurar el comportamiento mecánico adecuado del diente, ya que los dientes centrales superiores, por su morfología y ubicación angulada en el maxilar, reciben cargas complejas y responden de manera diferente a como lo hace un diente posterior (96). Lo anterior está en concordancia con lo reportado por Juloski J en 2012 quien indicó que el diente debe tener entre 1.5 – 2 mm de ferrúle para incrementar la forma de resistencia de la corona artificial, la resistencia a la fractura y optimizar su comportamiento biomecánico(133).

Con respecto a las supuestos y simplificaciones del modelo se asumió que, existe una unión perfecta entre la dentina, el cemento resinoso y el poste con el fin de aprovechar al máximo las características de cada material y reducir variables, aunque se sabe que en la práctica clínica, es difícil lograr la adhesión perfecta a la dentina radicular porque en ella siempre quedan restos de material sellador y barrillo dentinal secundario que dificulta la penetración del cemento resinoso. Además, por la poca visibilidad del canal radicular y la sensibilidad de la técnica de cementación (55). También, la no inclusión en el modelo geométrico del cemento radicular porque tiene un espesor muy pequeño (200 μm). Finalmente, no se realizó una distinción entre la dentina coronal y radicular ya que este modelo fue ideado como un modelo macro y no multiescala. Aunque se sabe que entre la dentina coronal y radicular existen diferencias estructurales que condicionan sus propiedades mecánicas.

Las diferencias en el módulo de elasticidad para los modelos probados, se crearon dividiendo en forma aproximada, con líneas verticales la dentina basados en las zonas con diferencias de concentración de hipoclorito obtenidas en el modelo de difusión. Así: en el modelo de dentina E Aumentado-tiempo, la zona de la dentina que presentó la máxima concentración de hipoclorito de sodio 5% (Dentina vecina al canal radicular) se le asignó el máximo valor de módulo de elasticidad calculado (110,45 Gpa) mientras que la

zona con menor concentración 1% (Dentina externa) se le asignó el menor valor de módulo de elasticidad (108,85 Gpa). Para el modelo de dentina E reducido-tiempo, la zona de la dentina que presentó la máxima concentración de hipoclorito de sodio 5% (Dentina vecina al canal radicular) se le asignó el mínimo valor de módulo de elasticidad reportado en la literatura (7,1Gpa) tomado de los estudios experimentales de Jungbluth H, en 2011. Mientras que la zona con menor concentración 1% (Dentina externa) se le asignó el máximo valor de módulo de elasticidad (20 Gpa) tomado de los estudios mecánicos de elementos finitos consultados.

En cuanto a los resultados obtenidos en el análisis estático, el modelo de dentina E Aumentado- tiempo señaló que los esfuerzos en la dentina se distribuyen a lo largo del modelo. Se cree que este comportamiento es gracias al módulo elástico del poste de fibra de vidrio que extiende los esfuerzos a lo largo de la dentina. También se registraron dos zonas críticas de esfuerzos, una a nivel del ferrúle (zona responsable del comportamiento biomecánico del diente y de la longevidad de la restauración) y otra zona a nivel del tercio medio de la raíz, coincidiendo con el fulcro del diente, eje sobre el cual rota cuando se le aplica una fuerza masticatoria, especialmente en un diente anterior que está sometido a fuerzas excéntricas (protrusión y lateralidad) durante la función. Lo anterior discrepó de lo encontrado en el modelo de dentina E máximo cuyos esfuerzos se circunscribieron a la raíz.

Con respecto al patrón de distribución de los esfuerzos en el modelo dentina E Aumentado- tiempo fue mixto. En la superficie vestibular fue concéntrico e incremental y en el ferrúle fue puntual. Esto se cree que es debido al aumento del módulo de elasticidad de la dentina ya que este patrón no se evidenció en los otros modelos probados. La asociación de estos hallazgos podría explicar porque con un sustrato dañado ocurre la descementación del poste de fibra. Los valores de esfuerzos Von Mises del modelo dentina E Aumentado-tiempo reportados en este trabajo, no pueden compararse con otros estudios ya que en esos la dentina es considerada homogénea y tiene modulo elástico entre 18 y 20 Gpa.

También, en este mismo modelo, cuando el diente fue restaurado con muñón de resina, los esfuerzos Von Mises tuvieron el mismo valor que los presentados en la dentina y se localizaron a nivel del ferrúle. Esfuerzos menores se presentaron en la interfase dentina-cemento resinoso-poste con una distribución uniforme. Ello indica que la reconstrucción del diente con sistemas prefabricados no altera el comportamiento de la dentina más bien el problema radica en el tratamiento con hipoclorito de sodio.

Al comparar los esfuerzos Von Mises de los cuatro modelos analizados, se observó que el variación (aumento) en el módulo de elasticidad dentinal produjo una variación de los esfuerzos Von Mises, ya que los valores encontrados están por encima de los obtenidos en el modelo E máximo que modeló la dentina con 20 Gpa valor utilizado en la mayoría de los estudios consultados.

Los esfuerzos Von Mises de la dentina obtenidos en este trabajo ($4,1232 \times 10^7$ Pa) estuvieron por encima de los valores de resistencia ténsil última de la dentina tratada con hipoclorito de sodio e infiltrada con resina (4.8-16.4 Mpa) reportados por Fuentes y cols en 2004 (134) demostrando alta posibilidad de fractura de estos dientes. Mientras que la resistencia ténsil última en la dentina mineralizada fue 86,6 Mpa.

Los resultados obtenidos en esta investigación señalan lo importante modelar la dentina con un módulo de elasticidad alterado ya que aporta nuevas zonas de esfuerzos que nos acercaría a conocer un poco más el comportamiento clínico de estos dientes. Se propone seguir investigando acerca de las propiedades mecánicas (Resistencia ténsil de la dentina tratada con hipoclorito de sodio)

En resumen se cree que el modelo que más se acerca a la realidad es el modelo de dentina E Aumentado-tiempo, los mayores esfuerzos $4,1232 \times 10^7$ Pa se dieron en la interfase dentina-muñón de resina en la porción vestibular del ferrúle, a un tiempo de 40 min, bajo una carga de 100N. Seguido por los esfuerzos menores: $3,207 \times 10^7$ Pa entre el tercio cervical y medio de la interfase dentina-cemento resinoso-poste. Aunque los valores de los esfuerzos no son tan discrepantes, el modelo reveló esfuerzos en la cara vestibular de la raíz. La zona críticas encontradas se corroboran clínicamente con aquellas donde se descementa el poste y se fractura el diente.

De acuerdo Gorraci C et al en 2011 y Bouillaguet S et al en 2003 la estabilidad de la adhesión en la dentina intraradicular aún es un reto clínico, debido a que está influenciada negativamente por el efecto de los irrigantes endodónticos, como hipoclorito de sodio, edta, peróxido de hidrógeno, Rc prep, y también por restos de medicamentos intracanal como el eugenol de los cementos selladores y el barrillo dentinal, que alteran la composición del sustrato, su estructura e interfieren con la polimerización de la resina(55, 135).

Este trabajo explicó en forma aproximada a través del modelo de difusión, cómo el ión hipoclorito penetra en la dentina y produce aumento en el módulo elástico de la misma, basados en que dicho tratamiento altera la composición del sustrato dentinal por aumento de la relación apatita/colágeno, que a su vez, produce reducción de la fase colágena. Es decir, que remover la fase colágena, cambia las propiedades mecánicas del tejido.

Lo anterior está de acuerdo con los resultados experimentales de Zhang y col en 2010, quienes reportaron que a pesar de que en la dentina mineralizada, las fibras colágenas están “encapsuladas” por los cristallitos de la apatita, el hipoclorito de sodio (Agente desproteinizante no específico de bajo peso molecular-74 Da) es capaz de atravesar la matriz colágeno apatita encapsulada y remover la fase orgánica. Esto crea canales que permiten mayor difusión del ión hipoclorito. También reportaron que el tratamiento con hipoclorito de sodio al 1,3% y al 5,25% crea una superficie y subsuperficie dentinal pobre en colágeno, que favorece la disminución de la viscoelasticidad, rugosidad y resistencia a

la fatiga de la dentina, es decir, el tejido, es más quebradizo que una dentina mineralizada no tratada. Adicionalmente, Zhang reportó que ambas concentraciones de hipoclorito causaron un incremento lineal en la remoción de la fase orgánica (colágeno) de la dentina mineralizada dependiente del tiempo (38).

Aunque esta investigación comprobó la hipótesis alterna planteada, conviene establecer una relación entre: la disminución de la fase colágena que conlleva al aumento del módulo de elasticidad dentinal y a la disminución de la adhesión del poste al canal radicular, fenómeno clínico asociado a nuestro estudio.

Según Van Landuyt en 2008, Valenzuela en 2010 y Pashley et al en 2011, para que la adhesión sea exitosa, los monómeros adhesivos deben infiltrar la dentina grabada, mediante el fenómeno de difusión y capilaridad uniéndose a la malla colágena por retención micromecánica y formar una nueva estructura llamada biocomposite que consiste en una matriz de resina reforzada por fibras colágena conocido como la capa híbrida.(136-138)

De acuerdo con lo anterior, se podría explicar la falla adhesiva en la dentina, tratada con hipoclorito a partir de la modificación de las propiedades mecánicas del tejido (módulo de elasticidad o de Young). Un tejido que presenta módulo Young alto, es rígido, frágil, quebradizo, tiene poca capacidad de deformación, resiste la deformación elástica ante un determinado valor de esfuerzos y no tiene deformación plástica.(139) Teniendo en cuenta que los demás componentes de la interfase (cemento resinoso y poste) se comportan como materiales dúctiles, es decir, con mayor capacidad de deformación, es probable que la dentina falle ante un esfuerzo en el cual, los otros componentes no fallarían, ocasionando pérdida de la adhesión. También, es probable que falla adhesiva sea causada por las diferencias marcadas entre las deformaciones de cada componente de la interfase, lo cual se traduciría en la descementación del poste del canal radicular.

Adicionalmente, hay que tener en cuenta que la matriz colágena juega un rol mecánico importante en la adhesión (140) (Inoue 2004), ya que constituye el armazón sobre el cual difunde el adhesivo para formar la capa híbrida. Dicha capa, deberá deformarse lo suficiente con el fin de mantener la adhesión del poste en el canal radicular. Ya que los esfuerzos oclusales pueden ocasionar la degradación mecánica y acelerar la degradación química de la misma (141).

Sin embargo, el conocimiento de las propiedades mecánicas (módulo de elasticidad) del biocomposite (capa híbrida) formado durante el fenómeno adhesivo y su influencia en la falla adhesiva es aún tema de investigación y constituye un reto en la actualidad. Por lo tanto, se requieren estudios que analicen cómo se comporta mecánicamente el biocomposite, teniendo en cuenta la variación del módulo de elástico de la dentina y de los otros componentes según las sustancias tratantes empleados.

No obstante, aunque en este trabajo, se reportó una posible falla adhesiva del poste a través de la modificación de los esfuerzos mecánicos de la dentina, otros autores como Prasansuttipour T. en 2011, reportaron que el tratamiento con hipoclorito de sodio

disminuye la resistencia adhesiva entre la dentina y las resinas debido a los subproductos generados que inhiben la polimerización de los sistemas adhesivos (142).

Por otro lado, con respecto a los criterios que llevaron a seleccionar el módulo de elasticidad utilizado en el modelo de dentina E Aumentado-tiempo obedeció a que la literatura consultada reportó valores de módulo elástico para la dentina un rango muy amplio entre 7,1-1020 Gpa. En los estudios realizados por Barguil J 2008, Orozco M, 2010, y Mattos C, 2012 resueltos por el método de elementos finitos reportaron valores de módulo elástico dentinal que oscilan entre 18-18,6 Gpa, sin diferenciar si la dentina es mineralizada o no tratada, desproteínizada o tratada endodónticamente.(84, 143, 144) En ese mismo sentido, los estudios experimentales Arola en 2012, reportaron que el módulo de elasticidad de la la dentina mineralizada varía entre 12-20 Gpa (110). En contraste, Jungbluth H, en 2011, reportó que tratar la dentina con hipoclorito reduce el módulo elástico 7,1 Gpa. y Cheron R, y cols 2011, encontraron que el módulo elástico de la dentina tratada endodónticamente no cambia con respecto a la mineralizada y que dicho tratamiento no produce ningún cambio en la dentina peritubular a escala nanométrica.(101) (119)

Entonces, para el modelo propuesto en este trabajo, se utilizó el valor de módulo elástico 108,85 Gpa-110,45 Gpa calculado a partir de la ecuación en regla de mezcla con el fin de simular en forma aproximada las condiciones reales del problema, acercar el modelo a la realidad clínica de estos dientes, y predecir con mayor exactitud el comportamiento mecánico de la dentina.

Teniendo en cuenta que los estudios experimentales reportan gran variabilidad en el módulo elástico de la dentina tratada con hipoclorito de sodio. Este trabajo consideró que el tratamiento con hipoclorito de sodio al 5 % produce aumento en el módulo de elasticidad de la dentina. Esta consideración, no pretendió desconocer los resultados de los estudios anteriores en los cuales se reportan valores distintos de módulo de elasticidad. El valor de módulo elástico (20 Gpa) usado comúnmente en los análisis mecánicos no fue el valor base de nuestros cálculos, sirvió para comparar el modelo propuesto con los estudios anteriores y probar la hipótesis planteada. Sin embargo, los valores de modulo elástico propuestos podrían variar si los datos a reemplazar en la ecuación en regla de fases varían.

En los modelos mecánicos propuestos, se evaluaron y analizaron, los esfuerzos Von Mises en el cuerpo de dentina, en la interfase dentina-cemento resinoso-poste y la interfase poste-muñón de resina, tomando dicho criterio como esfuerzo equivalente, de tal forma que puede relacionarse con la resistencia ténsil última del material y conocer los esfuerzos del tejido analizado y mirar que tan cerca están de la falla. Sin embargo, es claro que el criterio Von Mises es un buen indicador de falla en materiales dúctiles aun cuando la dentina irrigada con hipoclorito de sodio se torne frágil.

6. Conclusiones

- 1) El comportamiento del tejido dentinal está determinado por su estructura.
- 2) El tratamiento con hipoclorito de sodio, EDTA y ácido fosfórico, genera cambios cualitativos irreversibles al sustrato dentinal que van desde fisuras, grietas y fracturas hasta la destrucción de la arquitectura dentinal.
- 3) Los modelos matemáticos computacionales diseñados en esta investigación, permitieron integrar la alteración del tejido dentinal (cambio de módulo de elasticidad) causada por el hipoclorito de sodio al 5.25% con la biomecánica, para obtener una aproximación del comportamiento mecanobiológico del tejido dentinal tratado endodónticamente y restaurado con postes de fibra de vidrio.
- 4) El modelo de difusión bajo las restricciones impuestas, reprodujo el movimiento del hipoclorito de sodio a través de la dentina e identificó en ella, zonas con diferencias de concentración del ion en forma aproximada.
- 5) El modelo de difusión simuló el cambio de módulo de elasticidad de la dentina en función del tiempo para analizar el comportamiento mecánico.
- 6) El modelo mecánico mostró que el cambio en el módulo de elasticidad de la dentina, altera el patrón de distribución de los esfuerzos Von Mises.
- 7) Modelar la dentina como una estructura heterogénea que ha cambiado su módulo de elasticidad en el tiempo permitió aproximar el comportamiento de los dientes tratados endodónticamente y restaurados con postes de fibra de vidrio bajo las condiciones planteadas en el modelo.
- 8) Teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio, las condiciones y restricciones impuestas a éste modelo mecanobiológico, se podría pensar que la dentina que limita con el adhesivo y el poste presenta: una reducción en su fase colágena, lo que ocasiona pérdida de elasticidad en la misma (aumento del módulo elástico), dejando un tejido con poca capacidad de deformación y susceptible a la falla mecánica de la interfase adhesiva que a su vez favorece la descementación del poste del canal radicular.

7. Aplicaciones clínicas

La información aportada en este trabajo permitirá a los odontólogos crear conciencia de que el tratamiento endodóntico crea cambios irreversibles al sustrato dentinal y sus propiedades mecánicas.

Por lo tanto, se debe pensar en el ajuste o cambio de los protocolos realizados durante el tratamiento y restauración de dientes depulpados que han perdido gran cantidad de tejido coronal, proponiendo inicialmente la estandarización del protocolo de irrigación durante el tratamiento endodóntico, segundo, la disminución de la concentración de la solución de hipoclorito de sodio del 5% a 1% con el objetivo de reducir el daño al tejido dentinal, y su toxicidad sin que altere su efectividad. Y tercero, en la racionalización en el uso de las soluciones quelantes únicamente en caso de conductos esclerosados. Y en un largo plazo proponer soluciones irrigantes alternas conservadoras y con igual efectividad que el hipoclorito de sodio.

Entonces, al modificar y replantear los tratamientos dentinales lograría reducir el daño del sustrato de adhesión y aumentar la longevidad y predecibilidad de las restauraciones con postes de fibra de vidrio.

De acuerdo a este trabajo, concluimos que el problema es el sustrato dentinal, por lo tanto, se debe enfocar la investigación a la elaboración de otros agentes irrigantes y acondicionadores dentinales, que desinfecten el canal radicular, remuevan el barrillo dentinal y preparen el sustrato para la adhesión sin destruirlo.

A. Anexo: Glosario

- **Anisotropía:** Es la particularidad de algunos materiales de mostrar valores diferentes para una propiedad según la dirección en la que se mida. Es decir, este material distribuye la carga de manera diferente en los 3 ejes. Por ejemplo: resinas (74).
- **Isotropía:** es característica de aquellos materiales que presentan valores iguales de una propiedad en las tres direcciones o ejes coordenados. Es decir, distribuyen la carga aplicada de igual forma en las tres direcciones. Por ejemplo, un material que tiene el mismo módulo de elasticidad sin importar que la carga aplicada esté ubicada paralela, perpendicular y/o transversal.
- **Ortotropía:** particularidad de algunos materiales que sus propiedades mecánicas tengan valores únicos e independientes en los tres ejes. Muchas veces los materiales ortotrópicos, se denominan anisotrópicos. Ejemplos: la madera, muchos cristales y metales laminados.
- **Fuerza Resultante:** Es el valor que se obtiene al sumar de manera vectorial las fuerzas que recibe un cuerpo.
- **Energía de deformación:** Es el aumento de energía interna acumulado en el interior de un sólido deformable como resultado de las fuerzas que provocan la deformación.
- **Macro:** En programación, una macro es un conjunto de instrucciones contenidas en un archivo que se ejecutan de manera secuencial mediante una sola llamada. y que permiten realizar tareas repetitivas y ahorro de tiempo.
-

Bibliografía

1. Bolla M, Muller-Bolla M, Borg C, Lupi-Pegurier L, Laplanche O, Leforestier E. Pernos radiculares para la restauración de piezas dentarias con raíces tratadas endodónticamente. *Biblioteca Cochrane Plus*. 2008;4(3).
2. Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent*. 2009;37(2):115-21.
3. Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008;13(3):E214-21.
4. Schwartz R. *Fundamentos en Odontología Operatoria: Actualidades médico-Odontológicas.*; 1999.
5. Cohen S. *Vías de la pulpa*. 7ma Ed. ed: Mosby; 2007.
6. Weiner AL. A nonparallel cast post and core technique for teeth with divergent canals. *J Prosthet Dent*. 1981;46(3):290-2.
7. Grandini S, Chieffi N, Cagidiaco MC, Goracci C, Ferrari M. Fatigue resistance and structural integrity of different types of fiber posts. *Dent Mater J*. 2008;27(5):687-94.
8. Dejak B, Mlotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. *J Prosthet Dent*. 2011;105(2):115-26.
9. Esclassan Noirit E, Gregoire G, Cournot M. Morphological study of fiber-reinforced post-bonding system-root dentin interface by evaluation of two bonding systems. *J Dent*. 2008;36(3):204-13.
10. Cantoro A, Goracci C, Vichi A, Mazzoni A, Fadda GM, Ferrari M. Retentive strength and sealing ability of new self-adhesive resin cements in fiber post luting. *Dent Mater*. 2011;27(10):e197-204.
11. Hayashi M, Ebisu S. Key factors in achieving firm adhesion in post-core restorations. *Jap D Sci Rev*. 2008;44(1):22-8.
12. Gómez de Ferraris ME, Campos Muñoz A. *Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental*. 3ª ed. México D.F: Editorial Médica Panamericana; 2006.
13. Arana-Chavez VE, Massa LF. Odontoblasts: the cells forming and maintaining dentine. *Int J Biochem Cell Biol*. 2004;36(8):1367-73.
14. Barrancos J. *Operatoria Dental –Integración clínica*. 4º Ed. ed: Ed. Panamericana.; 2006.
15. Nanci A. *Histología Oral de Ten Cate's*. 6º Ed. ed: Editorial Mosby.; 1998.
16. Ruch JV, Lesot H, Karcher-Djuricic V, Meyer JM, Olive M. Facts and hypotheses concerning the control of odontoblast differentiation. *Differ*. 1982;21(1):7-12.
17. Gutiérrez Prieto S. *Fundamentos de ciencias básicas aplicadas a la odontología*. Bogotá - Colombia: Pontificia Universidad Javeriana; 2006.

18. Gu LS, Kim J, Kim YK, Liu Y, Dickens SH, Pashley DH, et al. A chemical phosphorylation-inspired design for Type I collagen biomimetic remineralization. *Dent Mater.* 2010;26(11):1077-89.
19. Solano F, Lozano J. Bioquímica del tejido dental: composición y mineralización. In: Bascones A, editor. *Tratado de Odontología. I.* 2da Ed ed: Avances médico-dentales; 1998.
20. Mann S. *Biomaterialization principles and concepts in biorganic material chemistry.* New York: Oxford press; 2005.
21. Cabrera Domínguez A. Dentina terciaria o reparación inducida por extracto de caléndula officinalis linn europea en molares de ratas norvegicus albinus. Sevilla - España: Universidad de Sevilla; 2008.
22. Lost C, Zahn-Mund Z. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J.* 2006;39(12):921-30.
23. Torabinejad M, Handysides R, Khademi AA, Bakland LK. Clinical implications of the smear layer in endodontics: a review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;94(6):658-66.
24. Camps J, Pommel L, Aubut V, Verhille B, Satoshi F, Lascola B, et al. Shelf life, dissolving action, and antibacterial activity of a neutralized 2.5% sodium hypochlorite solution. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(2):e66-73.
25. Dutner J, Mines P, Anderson A. Irrigation trends among American Association of Endodontists members: a web-based survey. *J Endod.* 2012;38(1):37-40.
26. Ingle B. *Endodoncia.* 5ta Ed. ed: Editorial Mc Graw Hill; 2002.
27. Azuero MM, Ordoñez AF, Tinjaca V. PUJ Fdo, editor. www.javeriana.edu.co2005. [cited 2012].
28. Mantilla T. Evaluación in vitro de la resistencia adhesiva a la aplicación de hipoclorito de sodio sobre la superficie dentinaria usando 2 adhesivos de generación diferentes: Optibond solo plus y Optibond Autograbadador. . Ecuador: Universidad San Francisco de Quito; 2005.
29. Leal L. *Endodoncia: Tratamiento de los conductos radiculares.* . 2ªEd. ed. Buenos Aires.: Ed. Médica panamericana.; 1994.
30. Sostenible MdAyD. Regulación del Uso de hipoclorito de sodio Colombia: Ministerio de Ambiente y Desarrollo Sostenible; 2004 [cited 2013 Feb]. Available from: www.minambiente.gov.co/documentos/Guia18.pdf.
31. Kuga MC, Gouveia-Jorge E, Tanomaru-Filho M, Guerreiro-Tanomaru JM, Bonetti-Filho I, Faria G. Penetration into dentin of sodium hypochlorite associated with acid solutions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;112(6):e155-9.
32. Estrela C, Estrela CR, Barbin EL, Spano JC, Marchesan MA, Pecora JD. Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Braz Dent J.* 2002;13(2):113-7.
33. Tobón D. *Manual básico de Endodoncia.* Bogotá: Corporación para investigaciones biológicas; 2003.
34. Santos A. Efectividad antibacteriana del gluconato de clorhexidina al 0.12 % y el hipoclorito de sodio al 2,5% como soluciones antisépticas de conducto radicular. Lima – Perú.: Universidad Nacional Mayor de San Marcos.; 2003.
35. Faria-e-Silva AL, Menezes Mde S, Silva FP, Reis GR, Moraes RR. Intra-radicular dentin treatments and retention of fiber posts with self-adhesive resin cements. *Braz Oral Res.* 2013;27(1):14-9.
36. Gao S, Cai Z, Huang S, Qian L, Yu H. Nano-scratch behavior of human root canal wall dentin lubricated with EDTA pastes. *Tribol Int.* 2013;63(0):169-76.

37. Parodi Estellano G. Factores restauradores que afectan la prognosis del tratamiento endodóntico: sugerencia de un protocolo de trabajo. *Actas odontol.* 2009.;6(1):14.
38. Zhang K, Tay FR, Kim YK, Mitchell JK, Kim JR, Carrilho M, et al. The effect of initial irrigation with two different sodium hypochlorite concentrations on the erosion of instrumented radicular dentin. *Dent Mater.* 2010;26(6):514-23.
39. Saghiri MA, Delvarani A, Mehrvarzfar P, Malganji G, Lotfi M, Dadresanfar B, et al. A study of the relation between erosion and microhardness of root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(6):e29-34.
40. Armstrong SR, Jessop JL, Winn E, Tay FR, Pashley DH. Denaturation temperatures of dentin matrices. I. Effect of demineralization and dehydration. *J Endod.* 2006;32(7):638-41.
41. Lapria Faria AC, Silveira Rodrigues RC, Pereira de Almeida Antunes R, Chiarello de Mattos MdG, Faria Ribeiro R. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *J Prosthet Dent.* 2011;55(2):69-74.
42. Dino R, Cerutti A. Restauraciones estéticas adhesivas indirectas parciales en el sector posterior. Amolca E, editor 2009.
43. Varlan C, Dimitriu B, Varlan V, Bodnar D, Suciú I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *J Med Life.* 2009;2(2):165-72.
44. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater.* 2007;23(9):1129-35.
45. Bell AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *J Dent.* 2005;33(7):533-9.
46. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):556-62.
47. Lindblad RM, Lassila LV, Salo V, Vallittu PK, Tjaderhane L. Effect of chlorhexidine on initial adhesion of fiber-reinforced post to root canal. *J Dent.* 2010;38(10):796-801.
48. Guler AU, Kurt M, Duran I, Uludamar A, Inan O. Effects of different acids and etching times on the bond strength of glass fiber-reinforced composite root canal posts to composite core material. *Quintessence Int.* 2012;43(1):e1-8.
49. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM, Lumley PJ. The flexural properties of endodontic post materials. *Dent Mater.* 2010;26(8):730-6.
50. O' brien W. EN: Dental Materials and their selection. . 2º Ed. ed. Quintessence Publishing 1997.
51. Hsu ML, Chen CS, Chen BJ, Huang HH, Chang CL. Effects of post materials and length on the stress distribution of endodontically treated maxillary central incisors: a 3D finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2009;36(11):821-30.
52. Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent.* 2012;40(4):312-21.
53. Kahnamouei MA, Mohammadi N, Navimipour EJ, Shakerifar M. Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17(2):e337-44.
54. Aguiar TR, Andre CB, Arrais CAG, Bedran-Russo AK, Giannini M. Micromorphology of resin–dentin interfaces using self-adhesive and conventional resin cements: A confocal laser and scanning electron microscope analysis. *Int J Adhesv.* 2012;38(0):69-74.
55. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:77-83.

56. Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent.* 2006;96(1):41-6.
57. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent.* 2006;95(5):368-78.
58. Demiryurek EO, Kulunk S, Sarac D, Yuksel G, Bulucu B. Effect of different surface treatments on the push-out bond strength of fiber post to root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(2):e74-80.
59. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Influence of surface pretreatment of fiber posts on cement delamination. *Dent Mater.* 2010;26(9):901-7.
60. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *Int J Prosthodont.* 2004;17(3):307-12.
61. Zhang Y, Yu W, Jiang X, Qiu J, Sun S, Zhang F. The microtensile bond strengths of four resin core materials and fiber posts and their micromorphologic characteristics. *Quintessence Int.* 2012;43(4):e39-47.
62. Dentistry TJoP. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 2005;94(1):10-92.
63. Tambutti M. Introducción a la física y a la química. 4ta Ed. ed. México: Limusa Noriega.; 1999.
64. Beer F, Johnston R. Mecánica de materiales. . 2da Ed. ed: Mc Graw Hill.; 2001.
65. Mott R. Diseños de Elementos de máquinas. 4ta Ed ed. México: Editorial Pearson Educación; 2006.
66. Gere J, Goodno B. Mecánica de Materiales. 7ma Ed ed. México: Thomson International; 2009.
67. Hibbeler R. Mecánica de Materiales. 6ta Ed. ed. México: Editorial Pearson-Prentice Hall; 2006. 896 p.
68. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review. *Eur J Dent.* 2010;4(2):223-32.
69. Craig R. Materiales Dentales. 6 ed: Elsevier Science Health Science Division; 1996.
70. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent.* 1991;3(1):14-9.
71. Londoño E, Isaza JF, Zapata U. Sistema Electrónico de adquisición para procesar y almacenar datos de fuerza oclusal. *CES-Odontología.* 2008;21(2):39-45.
72. Lindhe L K. Periodontología Clínica e Implantología Odontológica. 5ta Ed. ed. España: Ed. Médica Panamericana; 2008.
73. Halazonetis DJ. Computer experiments using a two-dimensional model of tooth support. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(6):598-606.
74. Misch C. Implantología Contemporánea. . 3º ed. ed: Ed. Elsevier; 2009.
75. Miura S, Yamaguchi M, Shimizu N, Abiko Y. Mechanical stress enhances expression and production of plasminogen activator in aging human periodontal ligament cells. *Mech Ageing Dev.* 2000;112(3):217-31.
76. Spears IR, van Noort R, Crompton RH, Cardew GE, Howard IC. The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. *J Dent Res.* 1993;72(11):1526-31.
77. Phillips R. La ciencia de los materiales dentales de Skinner. 9º Ed. ed. España: Ed. Interamericana; 1993.

78. Carvalho RM, Tjäderhane L, Manso AP, Carrilho MR, Carvalho CAR. Dentin as a bonding substrate. *Endod Top.* 2009;21(1):26.
79. Petrovic LM, Spasic DT, Atanackovic TM. On a mathematical model of a human root dentin. *Dent Mater.* 2005;21(2):125-8.
80. Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E, Watson TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater.* 2004;20(3):293-6.
81. Carvalho R, A M, Geraldeli S, Tay F, D P. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dent Mater.* 2012 28(1):72-86.
82. Basmadjian D. *Mathematical modeling of physical system.* New York. : Oxford University press. ; 2003.
83. Vanegas J, Landinez N. Solución computacional de modelos biológicos de formación de patrones espacio-temporales. *Rev Chile Ing.* 2009;17(2):12.
84. Barguil J, Chica E, Latorre F. Distribución de los esfuerzos en tres tipos de elementos intraradicales con diferentes longitudes. *Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2008;19(2):13.
85. México Fdl-UAd. *Introducción a la Ingeniería Coayacán -México2009* [cited 2013]. Available from: <http://www.ingenieria.unam.mx/>.
86. Garzón D, Roa M, Cortés C. *Análisis por elementos finito del proceso de regeneración ósea.* Bogotá: Unidad de publicaciones. Facultad de ingeniería Universidad Nacional de Colombia.; 2004.
87. Aldaya GV. *Elementos Infinitos en análisis estructural 2013* [cited 2013 Mayo 11]. Available from: <http://www.cecalc.ula.ve/documentacion/presentaciones/>.
88. Landinez N, Garzón D. Una introducción a la mecanobiología computacional. *Rev Cubana Inv Biomed.* 2011;30(3):21.
89. Cano J, Campo J, Palacios B, Bascones A. *Mecanobiología de los huesos maxilares.* Conceptos Generales. *Av Odontoestomatol.* 2007;23(6):11.
90. Vélez Caicedo A. *Homus Artisticus: Una perspectiva biológico-evolutiva.* Medellín - Colombia: Editorial Universidad de Antioquia; 2008.
91. Vanegas J, Landinez N. Análisis de la Inestabilidad de Turing en modelos biológicos. *Dyna.* 2009;76(158):11.
92. van der Meulen MC, Huiskes R. Why mechanobiology? A survey article. *J Biomech.* 35. United States2002. p. 401-14.
93. Gao S et. Nano-scratch behavior of human root canal Wall dentin lubricated with EDTA pastes. *Tribology International* [Internet]. 2012:[8 p.].
94. Manzur A, Castilla G, Andrade L, Silva-Herzog D. Influencia de dos geles de clorhexidina en la remoción del barrillo dentinario. *Acta Odontológica Venezolana* [Internet]. 2005.; 43.(2):[5 p.].
95. Icontec. *Norma Técnica Colombiana 4882-Materiales Odontológicos-Ensayos de adhesión a la estructura dental.* Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación ICONTEC. ed. Bogotá D,C.-Colombia.2000. p. 20.
96. Murgueitio R, Avila-Ortiz G. A novel diagnostic and prognostic classification for the clinical management of endodontically treated single anterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2012;32(6):713-20.
97. Wilches M, Ruiz F. *Bioingeniería VI. Fundamentos de Instrumentación para la Química Clínica y las Radiaciones Ionizantes.* Medellín-Colombia: Editorial Universidad de Antioquia.; 2007.
98. Jenkins EN. 584. Reactions of hypochlorous acid and sodium hypochlorite at the dropping mercury electrode. *J Chem Soc.* 1951;0(0):2627-30.

99. Guerisoli D, Silva R, Pécora J. Evaluation of some physico-chemical properties of different concentrations of sodium hypochlorite solutions. *Braz Endod J.* 1998;3(2):3.
100. Arola D, Ivancik J, Majd H, Fouad A, Bajaj D, Zhang X-Y, et al. Microstructure and mechanical behavior of radicular and coronal dentin. *Endod Top.* 2009;20(1):21.
101. Jungbluth H, Marending M, De-Deus G, Sener B, Zehnder M. Stabilizing sodium hypochlorite at high pH: effects on soft tissue and dentin. *J Endod.* 2011;37(5):693-6.
102. Mjör IA, Fejerskov O. *Embriología e Histología Oral Humana.* México: Editorial Salvat; 1989.
103. Dorozhkin S. Calcium Orthophosphates. *J Mater Sci.* 2007;42:1061-95.
104. Wenger M, Bozec L, Horton M, Mesquida P. Mechanical Properties of Collagen Fibrils. *Biophys J.* 2007;93(2):8.
105. Méndez M. Desarrollo de la porosidad en hidroxiapatita y recubrimientos cerámicos para uso ortopédico. . México: Instituto Politécnico Nacional de México; 2006.
106. Ash N. *Anatomía, fisiología y oclusión dental de Wheeler.* 9° Edición. ed. Barcelona-España.: Elsevier Saunders.; 2010.
107. Krauss B, Abrams L, R. J. *Anatomía dental y oclusión: un estudio del sistema masticatorio.* Nueva Interamericana.; 1981. 318. p.
108. Guerrero JA. *Modelado Computacional de la Influencia de Factores Mecánicos en el Éxito de un Minimplante Dental de Ortodoncia.*: Universidad Nacional de Colombia.; 2013.
109. Wood SA, Strait DS, Dumont ER, Ross CF, Grosse IR. The effects of modeling simplifications on craniofacial finite element models: the alveoli (tooth sockets) and periodontal ligaments. *J Biomech.* 2011;44(10):1831-8.
110. Arola D IJ, Majd H, Fouad A, Bajaj D, Zhang X, "Et al". Microstructure and mechanical behavior of radicular and coronal dentin. *Endod Top.* 2012;20(1):30-51.
111. Ho SP, Kurylo MP, Fong TK, Lee SS, Wagner HD, Ryder MI, et al. The biomechanical characteristics of the bone-periodontal ligament-cementum complex. *Biomaterials.* 2010;31(25):6635-46.
112. Zhang K, Kim YK, Cadenaro M, Bryan TE, Sidow SJ, Loushine RJ, et al. Effects of different exposure times and concentrations of sodium hypochlorite/ethylenediaminetetraacetic acid on the structural integrity of mineralized dentin. *J Endod.* 2010;36(1):105-9.
113. Dogan H, Qalt S. Effects of chelating agents and sodium hypochlorite on mineral content of root dentin. *J Endod.* 2001;27(9):578-80.
114. Sim T, Knowles J, Ng Y, Shelton J, Gulabivala K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. *Int Endod J.* 2001;34:12.
115. Perdigao J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes G, García-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent Mater.* 2000;16:12.
116. Hülsmann M, Berry A, editors. *Strategic Management Dilemmas: Its Necessity in a World of Diversity and Change.*2004; Göteborg, Sweden.
117. Kaya S, Yigit-Ozer S, Adiguzel O. Evaluation of radicular dentin erosion and smear layer removal capacity of Self-Adjusting File using different concentrations of sodium hypochlorite as an initial irrigant. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;112(4):524-30.
118. Arola D, Ivancik J, Majd H, Fouad A, Bajaj D, Zhang X-Y, et al. Microstructure and mechanical behavior of radicular and coronal dentin.
119. Cheron RA, Marshall SJ, Goodis HE, Peters OA. Nanomechanical properties of endodontically treated teeth. *J Endod.* 2011;37(11):1562-5.

120. Ziskind D, Hasday M, Cohen SR, Wagner HD. Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests. *J Struct Biol.* 2011;174(1):23-30.
121. Strasser S, Zink A, Janko M, Heckl WM, Thalhammer S. Structural investigations on native collagen type I fibrils using AFM. *Biochem Biophys Res Commun.* 2007;354(1):27-32.
122. Fuentes V, Toledano M, Osorio R, Carvalho RM. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res A.* 2003;66(4):850-3.
123. Del Nero Benítez O, Conejo B, De la Macorra J. Permeabilidad dentinaria. Relación entre los parámetros que la definen. *Rev Euro Odont Estomat.* 1997;9(4):5.
124. Nitanaï Y, Agata Y, Iwao Y, Itai S. A novel mathematical model considering change of diffusion coefficient for predicting dissolution behavior of acetaminophen from wax matrix dosage form. *Int J Pharm.* 2012;428(1-2):82-90.
125. Boutsoukis C, Gogos C, Verhaagen B, Versluis M, Kastrinakis E, Van der Sluis LW. The effect of root canal taper on the irrigant flow: evaluation using an unsteady Computational Fluid Dynamics model. *Int Endod J.* 2010;43(10):909-16.
126. Nino-Barrera JL, Garzon-Alvarado DA. Does the geometric location of odontoblast differentiation and dentinal tubules depend on a reaction-diffusion system between BMP2 and Noggin? A mathematical model. *J Endod.* 2012;38(12):1635-8.
127. México IdBUNAd. Termodinámica Biológica: Procesos de Transporte México2009 [cited 2013 Feb]. Available from: http://www.ibt.unam.mx/computo/pdfs/termodinamica_biologica/procesosdetransporte.pdf.
128. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent.* 1997;25(5):355-72.
129. Barbosa SV, Safavi KE, Spangberg SW. Influence of sodium hypochlorite on the permeability and structure of cervical human dentine. *Int Endod J.* 1994;27(6):309-12.
130. Tjäderhane L, Carrilho MR, Breschi L, Tay FR, Pashley DH. Dentin basic structure and composition—an overview.
131. Henao S, Sierra C, Gaitán J. Actividad Bactericida del ácido hipocloroso. *Rev Fac Medicina.* 2003;53(1):7.
132. Crespo A. 2d. ed. España: Paraninfo S.A; 2010.
133. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod.* 2012;38(1):11-9.
134. Fuentes V, Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Carvalho RM, Pashley DH. Tensile strength and microhardness of treated human dentin. *Dent Mater.* 2004;20(6):522-9.
135. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003;19(3):199-205.
136. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, et al. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res.* 2008;87(8):757-61.
137. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011;27(1):1-16.
138. Valenzuela V, Zamorano X, S. W. Formación de capa híbrida al cementar postes metálicos y de fibra de vidrio en dientes tratados endodónticamente. . *Avances en Odontoestomatología.* 2010;26(2):97-105.
139. M. G. Fundamentos de Manufactura Moderna.Materiales Procesos y sistemas. . 1era Ed. ed. México: Pearson Prentice Hall. ; 1997. 1053 p. p.

140. Prati C, Chersoni S, Pashley DH. Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. *Dent Mater.* 1999;15(5):323-31.
141. Sauro S, Toledano M, Aguilera FS, Mannocci F, Pashley DH, Tay FR, et al. Resin-dentin bonds to EDTA-treated vs. acid-etched dentin using ethanol wet-bonding. Part II: Effects of mechanical cycling load on microtensile bond strengths. *Dent Mater.* 2011;27(6):563-72.
142. Prasansuttiporn T, Nakajima M, Kunawarote S, Foxton RM, Tagami J. Effect of reducing agents on bond strength to NaOCl-treated dentin. *Dent Mater.* 2011;27(3):229-34.
143. Orozco M, Villarraga J, Latorre F, J. E. Influencia de los Materiales de Cementación en la Distribución de los Esfuerzos en un Incisivo Central Superior Rehabilitado con Poste. *Análisis de Elementos Finitos. . Rev Fac Odontol Univ Antioq.* 2010;23(1):56-75.
144. Mattos CM, Las Casas EB, Dutra IG, Sousa HA, Guerra SM. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. *J Dent.* 2012;40(5):423-32.