



Universidad Autónoma de Querétaro

Facultad de Medicina
Especialidad en Ortodoncia

Rango de fuerzas óptimas durante movimientos ortodóncicos simulados a través del
Método de Elementos Finitos.

Opción de titulación
Tesis

Que como parte de los requisitos para obtener el Diploma de
Especialidad en Ortodoncia

Presenta:

Jhonatan Salinas Ortíz

Dirigido por:

Óscar Lozano Torres

Co-dirigido por:

Aidé Terán Alcocer

Dr. Óscar Lozano Torres
Presidente

Dra. Aidé Terán Alcocer
Secretario

Dra. Verónica Reyes Reséndiz
Vocal

Dr. Julio César Rodríguez Guevara
Suplente

Dr. Omar Amador Reséndiz
Suplente

Dra. Guadalupe Zaldívar Lelo de Larrea
Director de la Facultad

Firma

Firma

Firma

Firma

Firma

Dra. Ma. Guadalupe Flavia Loarca Piña
Director de Investigación y Posgrado

Centro Universitario
Querétaro, Qro.
Marzo 2018

RESUMEN

La presente investigación evaluó la distribución del estrés en cada uno de los órganos dentarios superiores e inferiores, en los vectores de dirección más utilizados durante los movimientos ortodóncicos, torque, tipping, traslación, rotación, intrusión y extrusión a través del método de elementos finitos. Se modelaron cada uno de los órganos dentarios a través del programa Inventor Professional 2016, una vez obtenidos los modelos 3D se les introdujeron las propiedades de módulo de Young y coeficiente de Poisson a cada uno de los principales elementos que conforman la estructura dental y periodontal, esmalte, dentina, cemento, ligamento periodontal y hueso alveolar con el objetivo de que los modelos 3D reaccionen lo más cercano posible al ambiente real. Después se transfirieron al programa ANSYS Workbench para realizar la simulación, a cada uno de los órganos dentarios se les aplico el rango de fuerzas óptimas propuestas por Proffit et al (2013) para cada una de las direcciones expuestas anteriormente con el objetivo de observar la distribución del estrés y la tensión de Von Misses, es decir, si existe un punto crítico que pueda desencadenar en una resorción irreversible tanto radicular como ósea con el fin de conocer si el rango de fuerzas utilizado mayormente es el óptimo. Como resultado se obtuvo que el rango de fuerzas utilizado para las direcciones de torque, tipping, traslación y extrusión generan un estrés muy crítico por lo que se decidió cambiar el rango de fuerza máximo para estos movimientos. También se modelaron brackets con la prescripción de la filosofía Alexander y MBT para comparar el estrés generado por ambas prescripciones y la diferencia entre el slot .018 y .022, encontrando que ambas prescripciones generan la misma cantidad de estrés, aunque en dientes diferentes.

(Palabras clave: método de elementos finitos, fuerzas de ortodoncia, estrés, MBT, Alexander)

SUMMARY

The present investigation evaluated the distribution of stress in each of the upper and lower dental organs, in the most used vectors of direction during orthodontic movements, torque, tipping, translation, rotation, intrusion and extrusion through the finite element method. Each of the dental organs was modeled through the Inventor Professional 2016 program. Once the 3D models were obtained, the properties of Young's modulus and Poisson's coefficient were introduced to each of the main elements that make up the dental and periodontal structure, enamel, dentine, cement, periodontal ligament and alveolar bone with the aim that the 3D models react as close as possible to the real environment. After they were transferred to the ANSYS Workbench program to perform the simulation, each one of the dental organs was applied the range of optimal forces proposed by Proffit et al (2013) for each of the directions previously exposed with the objective of observing the distribution of stress and tension of Von Mises, that is, if there is a critical point that can trigger an irreversible resorption both root and bone in order to know if the range of forces used is the optimum. As a result, it was obtained that the range of forces used for torque, tipping, translation and extrusion directions generate a very critical stress, so it was decided to change the maximum force range for these movements. Brackets were also modeled with the prescription of the Alexander and MBT philosophy to compare the stress generated by both prescriptions and the difference between slot .018 and .022, finding that both prescriptions generate the same amount of stress, although in different teeth.

(Key words: finite element method, orthodontic forces, stress, MBT, Alexander)

A mis padres y hermano

AGRADECIMIENTOS

A mi madre por el apoyo incondicional que me ha brindado durante toda la vida.

A mi padre por creer en mí y brindarme la herramienta más importante para sobresalir, el estudio.

A mi hermano por demostrarme que estando unidos siempre somos capaces de lograr cualquier cosa que uno se proponga.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo brindado para la financiación de este proyecto.

Al Dr. Rubén Domínguez, por estar pacientemente corrigiendo en cada parte del proyecto.

Al Ingeniero Civil Martín Ossiel Mejía, compañero y amigo, que me mostro su apoyo y ayuda para la realización de este proyecto.

A la empresa MSD CONDOR Manufacturing and systems design por brindar el equipo necesario para la realización de este proyecto.

Al M en E. Óscar Lozano Torres, por brindarme su asesoría durante toda la investigación.

A la D en C. Aidé Terán Alcocer por brindarme su asesoría durante la investigación.

A mis profesores de la especialidad, por su dedicación y entusiasmo en los conocimientos que me transmitieron.

A mis compañeros de la especialidad por su increíble amistad que me brindaron durante estos años de estudio y preparación.

TABLA DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCIÓN	
1.1 Revisión de la literatura.....	10
1.2 Planteamiento del problema.....	15
2. OBJETIVOS	
2.1 Objetivo general.....	16
2.2 Objetivos específicos.....	16
3. METODOLOGIA	
3.1 Sujeto experimental.....	17
3.2 Métodos.....	17
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	
4.1 Resultados.....	26
4.2 Discusión.....	40
4.3 Conclusiones.....	44
5. REFERENCIAS	44

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1 Medidas ideales de los órganos dentario.....	18
Tabla 3.2. Propiedades elásticas y de deformación de la estructura dentaria y periodontal.....	23
Tabla 3.3. Rango de fuerzas óptimas para los movimientos ortodóncicos.....	23
Tabla 4.1. Estrés generado en los dientes superiores.....	27
Tabla 4.2. Estrés generado en los dientes inferiores.....	30
Tabla 4.3. Rango de fuerzas óptimas para cada movimiento ortodóncico.....	33
Tabla 4.4. Estrés generado por la prescripción de brackets Alexander ante una fuerza estándar de 150 gramos.....	36
Tabla 4.5. Estrés generado por la prescripción de brackets MBT ante una fuerza estándar de 150 gramos.....	37

ÍNDICE DE GÁFICAS

Gráfico 4.1. Estrés máximo registrado en los dientes superiores.....	28
Gráfico 4.2. Estrés máximo registrado en los dientes inferiores.....	31
Gráfico 4.3. Comparación de estrés generado por las prescripciones de brackets Alexander y MBT en los dientes superiores.....	38
Gráfico 4.4. Comparación de estrés generado por las prescripciones de brackets Alexander y MBT en los dientes inferiores.....	38

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 4.1. Distribución de estrés en los dientes superiores a través del análisis de elementos finitos.....	29
Figura 4.2. Distribución de estrés en los dientes inferiores a través del análisis de elementos finitos.....	32
Figura 4.3. Distribución de estrés en los dientes superiores e inferiores a través del análisis de elementos finitos, aplicando el rango de fuerzas óptimas mostradas en la tabla 4.3.....	34
Figura 4.4. Comparación de la distribución de estrés en los dientes superiores e inferiores a través del análisis de elementos finitos entre la prescripción Alexander y MBT.....	39

1. INTRODUCCIÓN.

1.1 Revisión de la literatura.

El tratamiento de Ortodoncia se basa en el principio de que el movimiento dental se genera mediante un continuo intercambio de reabsorción y remodelación ósea por la aplicación de una fuerza continua y ligera para estimular la migración del diente junto con todo su sistema de anclaje, en este caso el alveolo dental, debido a que la respuesta del hueso alveolar se encuentra mediada por el ligamento periodontal “LPD” (Proffit, 2013).

El movimiento dental se considera un fenómeno del LPD se deben conocer las bases para poder comprender los efectos que tendrán las fuerzas al aplicarlas sobre la estructura de soporte, para esto es esencial conocer su anatomía y fisiología básica, El LPD es una fuerte estructura colagenosa de sujeción que separa la estructura dental de la superficie del hueso alveolar, en situaciones normales el grosor del LPD es de 0.5 mm de anchura a lo largo de toda la raíz. Se compone principalmente de fibras de colágeno dispuestas de manera paralela e insertándose de un lado en el cemento de la superficie radicular mientras que del lado opuesto se insertan en la lámina dura del hueso alveolar, este tipo de disposición le permite resistir el desplazamiento del diente durante la función masticatoria normal (Proffit, 2013).

El LPD presenta otros dos componentes principales: Los elementos celulares y los líquidos hísticos. Los principales elementos celulares son células mesenquimatosas indiferenciadas en forma de fibroblastos y osteoblastos, las mismas células pueden actuar como fibroblastos y fibroclastos, estableciendo un ciclo de remoción y formación de colágeno constante durante la función normal. El LPD también incluye vasos sanguíneos y células vasculares, además de terminaciones nerviosas entre las cuales se incluyen terminaciones libres amielínicas relacionadas con la percepción del dolor, así como receptores más complejos que transmiten la información sobre la presión y la posición (propiocepción) (Proffit, 2013).

Durante la masticación los dientes y LPD se encuentran bajo cargas oclusales intensas e intermitentes. El contacto dentario dura aproximadamente 1 segundo o incluso menos, durante este corto periodo de tiempo las fuerzas pueden llegar a ser sumamente intensas y oscilar entre los 1-2 kg al masticar productos blandos hasta los 50 kg al masticar algún objeto más resistente. Durante la función normal el líquido hístico evita que el diente se desplace dentro del espacio del LPD, por lo que la fuerza en su lugar es transmitida al hueso alveolar, el cual se deforma ante la carga oclusal. La presión inicial sobre el LPD provoca que un poco de este líquido hístico salga del mismo espacio, sin embargo, si la presión se mantiene, el líquido se agota con rapidez y el diente termina por desplazarse dentro del espacio del LPD, comprimiendo el ligamento contra el hueso adyacente y provocando en respuesta el dolor aproximadamente tras 3-5 seg de fuerza intensa. Por lo tanto esto explica por qué no se presenta dolor durante la masticación normal, gracias al amortiguamiento que provee el líquido hístico antes las fuerzas oclusales que actúan en ese rango de tiempo de 1 segundo o menos (Proffit, 2013).

Dependiendo de la magnitud de las fuerzas aplicadas pueden presentarse dos tipos de reabsorciones óseas, la reabsorción basal, en la cual la fuerza aplicada es tan intensa que corta el suministro del oxígeno y por lo tanto provoca la necrosis de los elementos celulares del LPD retrasando en demasía el movimiento dentario. Y la reabsorción frontal, en la cual la fuerza es compatible con la supervivencia de las células lo cual permite la liberación de mensajeros químicos como las citosinas y prostaglandinas que estimulan la diferenciación celular en este caso en osteoblastos y osteoclastos que promueven los procesos de remoción y remodelación necesarios para el movimiento dentario (Proffit, 2013).

El movimiento ortodóncico más sencillo es la inclinación, el cual se logra al aplicar una fuerza única contra la superficie de la corona del diente, esto provoca que el diente bascule alrededor del llamado centro de resistencia, punto que se ubica en la mitad de toda su longitud corono-radicular. Este movimiento provoca que el LPD se comprima en un extremo del ápice y en el reborde alveolar del lado opuesto. La presión ejercida en estas zonas suele ser mayor que la aplicada sobre la corona,

por lo que las fuerzas utilizadas para inclinar los dientes suelen ser bajas. Proffit et al mencionan que las fuerzas para el movimiento radicular debe ser de 50-100 grs (Proffit, 2013).

Ahora bien, si en lugar de aplicar una fuerza única se combina con una segunda fuerza aplicada de manera simultánea sobre la corona dental, el diente se traslada en masa, es decir, el ápice y la corona se desplazan en la misma dirección y distancia, para realizar este tipo de movimiento se necesita del doble de fuerza que se requiere para un movimiento de inclinación. Por último para los movimientos de rotación es probable que se requiera mucha más fuerza de la comentada puesto que puede que se transmitan por todo el LPD en lugar de una estrecha franja vertical, la extrusión e intrusión son un caso similar, aunque en el caso de la intrusión se requieren fuerzas de baja intensidad ya que éstas se concentran en una zona muy pequeña del ápice, Proffit et al establecen una fuerza óptima de 10-20 grs (Proffit, 2013). Al igual que con la extrusión, es probable que el diente se incline algo durante el proceso de intrusión, pero la fuerza se concentra aún en el ápice (Hemanth et al., 2015).

Para conseguir el movimiento dental la solución radica en aplicar una fuerza continua, que debe estar presente durante un tiempo considerable. El umbral aproximado para la duración de la fuerza en los seres humanos es de aproximadamente unas 4 a 8 horas, a su vez, si las fuerzas se mantienen durante más tiempo, se logra un movimiento cada vez más eficaz, de esta forma los aparatos fijos que proporcionan fuerzas continuas y que por lo tanto no requieren de lo que el paciente haga serán los que logren los movimientos más eficaces. Se puede considerar las fuerzas generadas durante la masticación normal como fuerzas intermitentes que no generan la suficiente presión a lo largo del día como para generar un efecto significativo en las posiciones de los dientes. En el caso de los aparatos ortodóncicos se ha demostrado que no deben reactivarse con una frecuencia mayor a intervalos de 3 semanas, puesto que para que se produzca una reabsorción basal, se necesitan 7-14 días, en cambio si el aparato es elástico y las fuerzas aplicadas de poca magnitud inducen a una reabsorción frontal, por lo que

no es necesario reactivarlo, el problema se produce durante la reabsorción frontal, puesto que el diente se mueve en los 10 primeros días y se necesita un período de tiempo igual o mayor para la regeneración y reparación del LPD antes de volver a aplicar la fuerza (Proffit, 2013).

A pesar de los conocimientos que hasta el momento se tienen sobre las fuerzas ejercidas por los aparatos ortodóncicos y su efecto que ejercen sobre el periodonto, hoy en día uno de los problemas que se presentan regularmente durante el tratamiento de ortodoncia, principalmente en los pacientes adultos, son la presencia de enfermedades periodontales, así como la pérdida de soporte óseo, el problema periodontal es por lo regular debido a la poca higiene bucal que presentan los pacientes, sin embargo, la pérdida ósea como ya se mencionó puede deberse en gran medida a la intensidad de las fuerzas aplicadas y el momento para forzar relaciones durante el tratamiento ortodóncico entre el movimiento del diente y un soporte periodontal saludable. En el caso de la aplicación de fuerzas ortodóncicas excesivas puede conducir a una pérdida periodontal avanzada del hueso y por consiguiente a la traumatización del periodonto, a su vez creando áreas de hialinización o incluso resorción radicular (Agarwal et al., 2016).

Se conoce bien que el principal factor para el inicio del movimiento dental ortodóncico son los cambios biológicos que suceden en el LPD. Sin embargo, debido a la compleja estructura que presenta el tejido periodontal, la apropiada evaluación del estrés aplicado así como los cambios resultantes después de la aplicación de las fuerzas ortodóncicas resulta difícil, es por eso que actualmente para poder evaluar los factores biomecánicos del estrés aplicado durante un tratamiento de ortodoncia, la tensión y el desplazamiento resultante del diente y las estructuras que lo rodean se ha propuesto el método de elementos finitos (FEM) el cual fue introducido al campo del estudio de la biomecánica (Agarwal et al., 2016).

El análisis de *elementos finitos* (FEM) fue introducido por Richard Courant en 1943. Consiste en un método para analizar la interacción entre materiales y fuerzas y el patrón de la distribución del estrés en una masa transferida. Este método es sumamente capaz de simular diferentes cuerpos para diferentes tipos de

situaciones. El primero en usar el FEM dentro de la odontología fue Weinstein y pronto se convirtió en un popular análisis en la profesión, especialmente en el estudio de los implantes (Proffit, 2013).

Mencionando la versatilidad que concede el FEM, entre los múltiples usos que se le han dado dentro del campo de la ortodoncia se encuentran la predicción del estrés sobre los mini-implantes y el hueso que los rodea, para determinar el estrés en los sistemas bracket-cemento-esmalte, para evaluar los efectos de la expansión maxilar rápida, para evaluar los efectos de los dispositivos ortodóncicos en el desplazamiento dental, además provee información acerca de la distribución y dirección de las fuerzas ejercidas sobre el ligamento periodontal y hueso alveolar. El FEM realiza el análisis de las estructuras dento-maxilares mediante su división en estructuras o secciones más pequeñas llamadas elementos, en los cuales las propiedades físicas son aplicadas para dictar la respuesta del objeto a un estímulo externo, que en este caso se refiere a la fuerza ortodóncica (Maruo et al., 2016).

El resultado del análisis con el FEM no solamente depende de la magnitud de la fuerza aplicada, sino también de la deformación de las estructuras, así como de sus geometrías. Desde que este método tiene la habilidad de evaluar diferentes formas con diferentes propiedades, se ha visto y se considera como un método viable para el análisis de los cambios en el ligamento periodontal y en las estructuras que lo rodean seguidos al movimiento dental, a su vez también permite determinar la dirección y magnitud de la fuerza aplicada, así como su rango de acción en las estructuras de soporte previamente mencionadas (Salehi et al., 2015).

1.2 Planteamiento del problema.

Actualmente una de las principales problemáticas dentro del área de la odontología es el alto nivel de presencia de mal posición dental, siendo por lo mismo, la ortodoncia, uno de los tratamientos más demandados por la población en general. Aunque la mayoría de tratamientos tienen una tasa de éxito alta, vale la pena preguntarse ¿Qué efectos provocan estos tratamientos a nivel estructural? Debido a que la Ortodoncia conlleva la aplicación de fuerzas continuas a nivel de las estructuras de soporte dental, tales fuerzas estimulan un proceso de diferenciación celular que lleva a un ciclo continuo de resorción y aposición ósea, sin embargo, a nivel de soporte dentario no sólo se encuentra hueso alveolar sino también una estructura de fibras de colágeno que es el ligamento periodontal, el problema viene a ser cuando en la práctica general el ortodoncista deja de lado las consecuencias del tratamiento que está realizando, una fuerza aplicada de manera continua por más mínima que sea va a conllevar algún cambio y si hablamos de fuerzas intensas como estableció Profitt son capaces de provocar una reabsorción basal del hueso alveolar, lo cual provoca una necrosis celular y por lo tanto se impide la diferenciación de estas células en osteoblastos teniendo como consecuencia un retraso en el tratamiento o en el peor de los casos efectos adversos tales como resorciones radiculares o incluso pérdida irreversible del hueso de soporte. Es por eso que el ortodoncista debe de tener contemplado en todo momento la manera en la cual llevará a cabo su tratamiento, tanto en la colocación óptima de los brackets dependiendo de la dirección de movimiento que se desea realizar así como en el uso de aditamentos externos a los brackets tales como ligaduras metálicas o cadenas elásticas por ejemplo, los cuales también aplican una cierta cantidad de fuerza que si no es medida de manera adecuada puede llevar también a consecuencias no deseadas como las anteriormente mencionadas.

Pregunta de investigación.

¿Cuáles son los rangos de fuerza óptimos durante los movimientos ortodóncicos para evitar efectos adversos en las estructuras de soporte dentario?

2. OBJETIVOS.

2.1 Objetivo general.

Determinar los rangos de fuerza óptimos durante los movimientos ortodóncicos que no generen efectos adversos sobre las estructuras de soporte dentario.

2.2 Objetivos específicos.

1. Determinar las zonas de estrés mecánico en el ligamento periodontal durante los movimientos ortodóncicos simulados utilizando el método de elementos finitos.
2. Comparar los resultados obtenidos tras la aplicación de fuerzas durante los movimientos ortodóncicos.
3. Establecer un rango óptimo de fuerzas que no generen efectos adversos a nivel de los tejidos de soporte dentario para cada uno de los movimientos ortodóncicos.
4. Comparar los rangos de fuerzas obtenidos con los establecidos por Proffit.
5. Determinar el estrés generado por las prescripciones de Alexander y MBT.
6. Comparar el estrés generado por las prescripciones de Alexander y MBT.

3. METODOLOGÍA.

3.1 Sujeto experimental.

La investigación se llevó a cabo en dientes escaneados y modelados en 3D a través del programa Inventor Professional 2016, se modeló un diente de cada uno de los grupos dentarios anteriores y posteriores, así como superiores e inferiores, dando un total de 14 modelos 3D. El diseño de este estudio es comparativo, descriptivo. Los criterios de inclusión son: un órgano dental perteneciente a cada grupo dentario tanto superior como inferior, que presenten una anatomía dentro de lo normal y su estructura dentaria completamente intacta; los criterios de exclusión son: Dientes con procesos cariosos extensos, dientes con pérdida de estructura dentaria, dientes con anatomías irregulares, terceros molares; los criterios de eliminación son: dientes que no se pudieron escanear, dientes que sufrieron daño durante el manejo del estudio.

3.2 Métodos.

Modelado 3D de los órganos dentarios.

Se recolectaron un órgano dentario de cada uno de los grupos anteriores y posteriores, así como superiores e inferiores que se encontraran en las mejores condiciones anatómicas con el objetivo de utilizarlos como guía para el modelado 3D de los mismos, a su vez se utilizó la siguiente tabla del libro “Wheeler Anatomía, fisiología y oclusión dental. Stanley J. Nelson. Décima edición. ELSEVIER”, para que las medidas de los modelos fueran lo más exactas posibles a una anatomía óptima y normal, a su vez se realizó la conversión de milímetros a pulgadas puesto que es la unidad de medida utilizada por el programa.

Tabla 3.1 Medidas ideales de los órganos dentario.

OD	Medida en Pulgadas (in)
Incisivo central superior	Longitud total: 0.885 in. Longitud de corona: 0.393 in. Mesio-distal corona: 0.354 in. Mesio-distal cervical: 0.248 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.275 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.236 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.039 in.
Incisivo lateral superior	Longitud total: 0.858 in. Longitud de corona: 0.346 in. Mesio-distal corona: 0.251 in. Mesio-distal cervical: 0.173 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.236 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.196 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.039.
Canino superior	Longitud total: 1.055 in. Longitud de corona: 0.374 in. Mesio-distal corona: 0.299 in. Mesio-distal cervical: 0.204 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.314 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.275 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.039.
Primer premolar superior	Longitud total: 0.811 in. Longitud de corona: 0.322 in. Mesio-distal corona: 0.283 in. Mesio-distal cervical: 0.196 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.358 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.314 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.196.
Segundo premolar superior	Longitud total: 0.846 in. Longitud de corona: 0.295 in. Mesio-distal corona: 0.267 in. Mesio-distal cervical: 0.208 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.346 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.314 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.196.
Primer molar superior	Longitud total: 0.822 in. Longitud de corona: 0.303 in. Mesio-distal corona: 0.421 in. Mesio-distal cervical: 0.295 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.464 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.393 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.236.

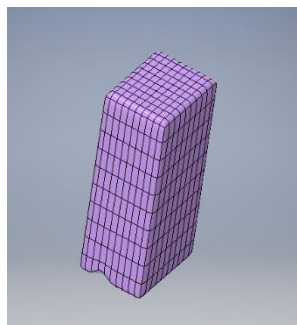
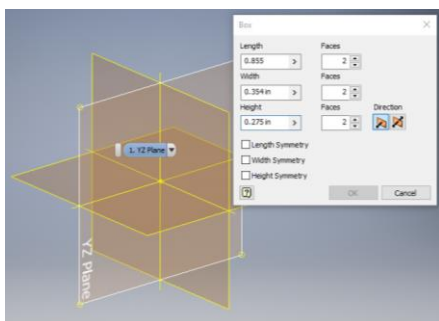
Segundo molar superior	<p>Longitud total: 0.795 in. Longitud de corona: 0.283 in. Mesio-distal corona: 0.362 in. Mesio-distal cervical: 0.263 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.452 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.393 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.216.</p>
Incisivo central inferior	<p>Longitud total: 0.811 in. Longitud de corona: 0.346 in. Mesio-distal corona: 0.212 in. Mesio-distal cervical: 0.137 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.236 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.208 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.039.</p>
Incisivo lateral inferior	<p>Longitud total: 0.877 in. Longitud de corona: 0.377 in. Mesio-distal corona: 0.236 in. Mesio-distal cervical: 0.149 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.251 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.228 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.039.</p>
Canino inferior	<p>Longitud total: 1.007 in. Longitud de corona: 0.405 in. Mesio-distal corona: 0.271 in. Mesio-distal cervical: 0.204 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.314 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.275 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.039.</p>
Primer premolar inferior	<p>Longitud total: 0.858 in. Longitud de corona: 0.307 in. Mesio-distal corona: 0.271 in. Mesio-distal cervical: 0.185 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.303 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.255 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.157.</p>
Segundo premolar inferior	<p>Longitud total: 0.881 in. Longitud de corona: 0.314 in. Mesio-distal corona: 0.279 in. Mesio-distal cervical: 0.188 in. Vestíbulo-palatino corona: 0.314 in. Vestíbulo-palatino cervical: 0.275 in. Vestíbulo-palatino oclusal: 0.177.</p>
Primer molar inferior	<p>Longitud total: 0.822 in. Longitud de corona: 0.303 in.</p>

	Mesio-distal corona: 0.440 in.
	Mesio-distal cervical: 0.334 in.
	Vestíbulo-palatino corona: 0.405 in.
	Vestíbulo-palatino cervical: 0.354 in.
	Vestíbulo-palatino oclusal: 0.236.

Segundo Molar inferior	Longitud total: 0.783 in.
	Longitud de corona: 0.271 in.
	Mesio-distal corona: 0.421 in.
	Mesio-distal cervical: 0.318 in.
	Vestíbulo-palatino corona: 0.397 in.
	Vestíbulo-palatino cervical: 0.354 in.
	Vestíbulo-palatino oclusal: 0.216.

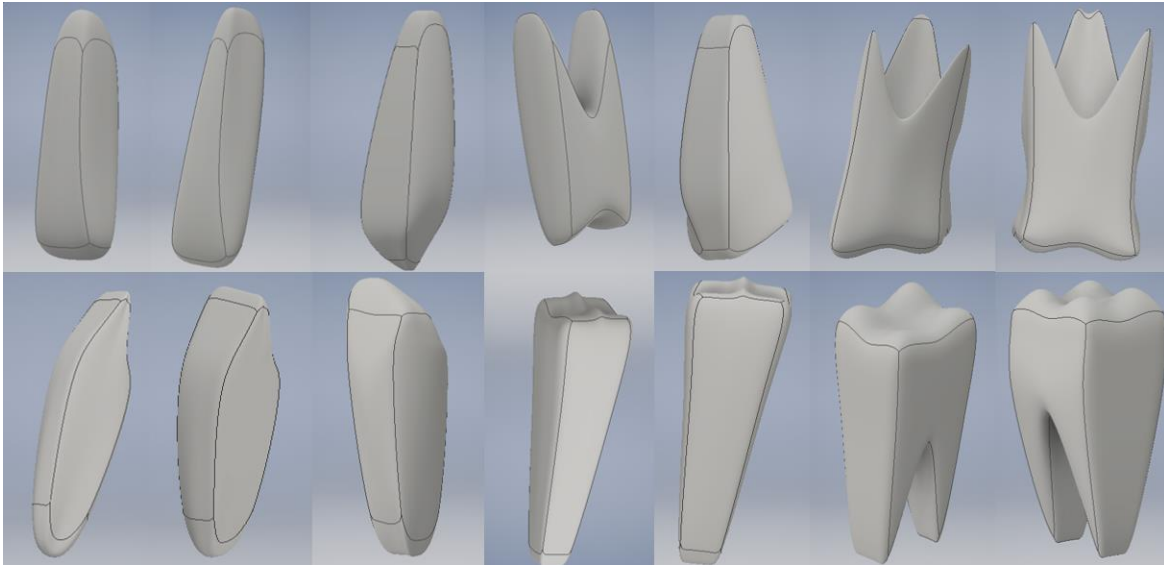
In: Pulgadas, unidad de medida.
Wheeler Anatomía, fisiología y oclusión dental. Stanley J. Nelson. Décima edición.
ELSEVIER.

Se utilizó el programa Inventor Professional 2016 para realizar los modelos 3D de los órganos dentarios, el programa te muestra en primera instancia los tres planos del espacio en los que se va a realizar el modelo, esto es así, por si en dado caso uno desea hacer un modelo 3D o 2D tiene la opción de escoger en que plano del espacio lo va a realizar, en este momento se introducen los valores adecuados con respecto a la longitud total del diente, ancho mesiodistal y ancho vestibulo palatino para que las medidas de los dientes modelados sean proporcionales. Una vez puestas las medidas, el programa desarrolla un modelo 3D al cual aún le falta agregarle el escaneo de los dientes, así como los ligeros detalles que uno puede realizar para dejar los modelos lo más exactos posibles.



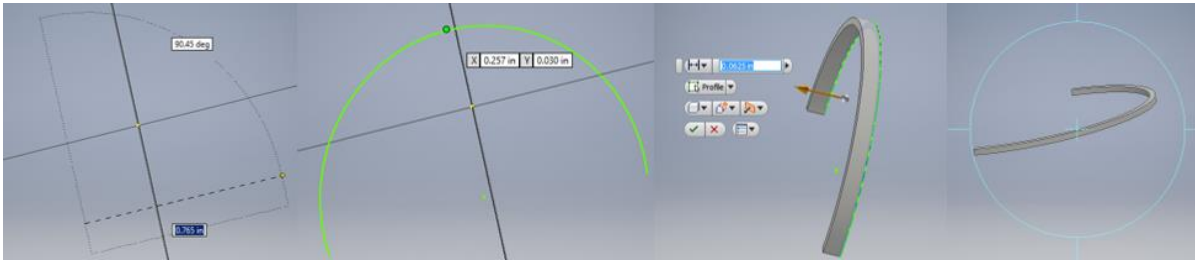
El programa realiza el escaneo de los órganos dentarios y te permite manipular las dimensiones con el objetivo de obtener un modelo 3D lo más cercano a lo que

buscas, de esta forma se introdujeron los datos y se modelaron los 14 órganos dentarios.



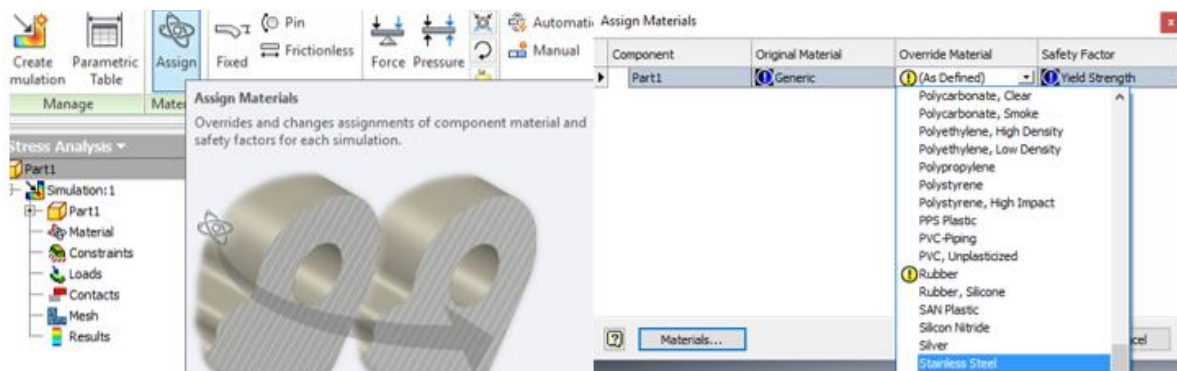
Una vez finalizados los modelos 3D de los órganos dentarios se comienza con el modelado de los brackets Alexander y MBT, los cuales se diseñan sobre un plano y sketch en 2D para permitir que sea más fácil el colocar la prescripción de la angulación de ambas filosofías, de esta forma, el programa te coloca una zona de dibujo donde tu introduces los valores correspondientes a distancia y angulación, se diseña una ranura con las medidas de .018x.030 para Alexander y de .022x.030 para MBT, también se realiza el diseño de un arco de alambre .017x.025 para ser utilizado con el slot .018 de los brackets Alexander y un arco de alambre .019x.025 para ser utilizado con el slot .022 de los brackets MBT.





Análisis de elementos finitos.

Una vez realizados los modelos 3D de todos los órganos dentarios, brackets y arcos, lo siguiente es pasarlos al programa ANSYS Workbench donde se va a llevar a cabo el análisis de elementos finitos, lo primero en este programa es agregarles sus propiedades elásticas y de deformación, que en este caso corresponden a dos datos, el Modulo de Young y el Coeficiente de Poisson, todos los materiales cuentan con estos dos datos que ya se encuentran pre establecidos, en el caso de los brackets y arcos dentales el programa cuenta con estas propiedades, simplemente se le coloca en la opción de “Assign” lo cual nos abre una tabla de opciones, en la cual elegimos la opción de “Stainless Steel” esto añade de manera automática ambas propiedades a los modelos de 3D para que actúen como actuaría el acero en la realidad.



Para el caso de los órganos dentarios, esmalte, dentina y hueso alveolar, se ingresa en la misma tabla de opciones para asignar el material y se elige la opción “materials” con el fin de ingresar manualmente las propiedades y establecer nuevos materiales de trabajo, el Modulo de Young y Coeficiente de Poisson utilizados para esta investigación se encuentran establecidos en la tabla 3.2.

Tabla 3.2. Propiedades elásticas y de deformación de la estructura dentaria y periodontal.

Material	Young's modulus(MPa)	Poisson's ratio
Enamel	84100(a)	0.20(a)
Dentine	18600(a)	0.31(a)
Cortical bone	13800(a)	0.26(a)
Cancellous bone	345(a)	0.31(a)
Pulp	2(b)	0.45(b)

(a) Jones et al (2001)
(b) Quian et al (2008)

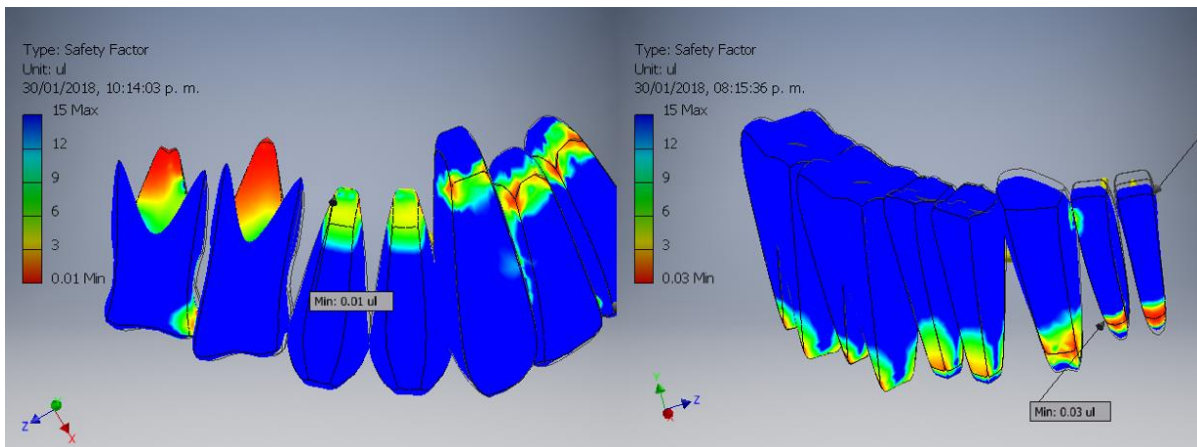
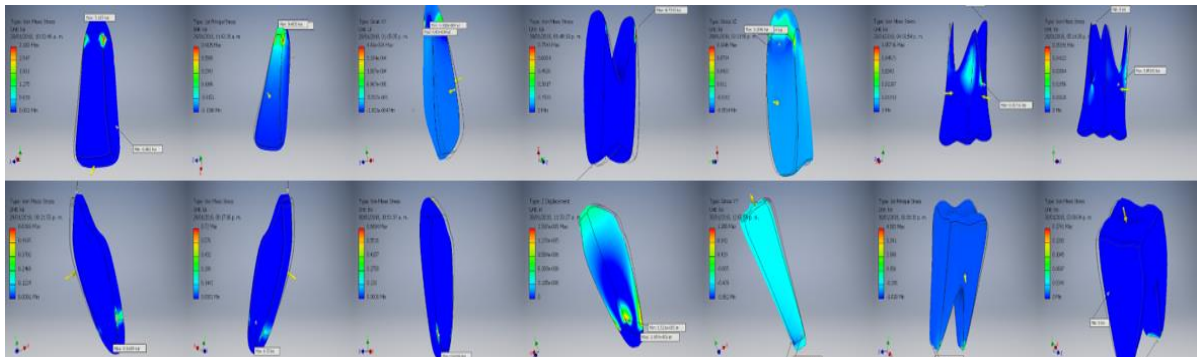
Una vez establecidas las propiedades elásticas y de deformación para cada uno de los materiales se comienza con el análisis de elementos finitos, la primera fase de la tesis consistió en analizar la distribución de estrés para cada uno de los movimientos ortodóncicos aplicando el rango de fuerzas optimas establecidas por Proffit et al (2013) puestas en la tabla 3.3.

Tabla 3.3. Rango de fuerzas óptimas para los movimientos ortodóncicos.

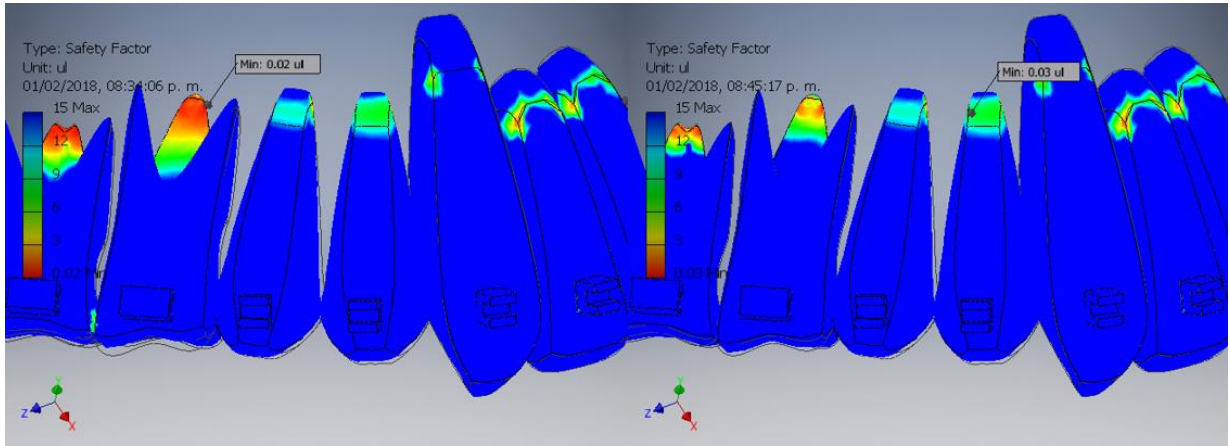
Movimiento	Fuerza (g)	Fuerza (lb)
Inclinación	50-75	0.110-0.165
Traslación	100-150	0.220-0.330
Enderezamiento radicular	75-125	0.165-0.275
Rotación	50-75	0.110-0.165
Extrusión	50-75	0.110-0.165
Intrusión	15-25	0.033-0.055

A cada uno de los modelos 3D de los órganos dentarios se le aplico los seis movimientos ortodóncicos y el rango de fuerzas en libras establecidos en la tabla 3.3 con el objetivo de obtener el rango de estrés y las principales zonas de distribución de éste, también se valoraron las imágenes obtenidas del análisis de elementos finitos para observar si existe alguna zona de estrés critico (generalmente establecidas de color rojo) en los órganos dentarios que pudiera causar una resorción irreversible tanto ósea como radicular. La segunda parte de esta tesis consistió en aplicarle a los 14 modelos 3D fuerzas menores al rango de fuerza máximo de la tabla 3.3 para los movimientos ortodóncicos que generaban un estrés crítico y por lo tanto pudieran provocar una resorción irreversible, el montaje en las

imágenes se realiza de manera individual para cada diente y al final de manera conjunta para tener una visualización más general, en las imágenes de los dientes individuales se observa la tensión de Von Mises que muestra el punto de estrés crítico ante las fuerzas aplicadas, es decir, en ese punto de estrés puede ocurrir una resorción irreversible, la imagen conjunta muestra la distribución del estrés en cada uno de los órganos dentarios ante la aplicación de las fuerzas. Los valores de estrés se registran en MPa.



La tercera parte de esta investigación consiste en realizar el análisis de elementos finitos con los brackets de Alexander y de MBT montados sobre los dientes a los cuales, se les coloca el arco de acero inoxidable para que, al momento de realizar la simulación, ésta considere el juego que existe entre las dimensiones del arco de acero y los slots de los brackets, el programa arroja una imagen general de todos los órganos dentarios superiores e inferiores en donde se puede observar la distribución del estrés ante la prescripción de los brackets.



4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.

4.1. Resultados.

En la primera parte de esta investigación que comprende las Tablas, gráficas y figuras del número 4.1 al 4.2 se realizó el análisis de elementos finitos de cada uno de los órganos dentarios superiores e inferiores, a cada órgano dentario se le aplicaron los vectores de dirección más utilizados en los movimientos ortodóncicos y el rango de fuerza óptimo para cada uno de estos movimientos establecido por Proffit.

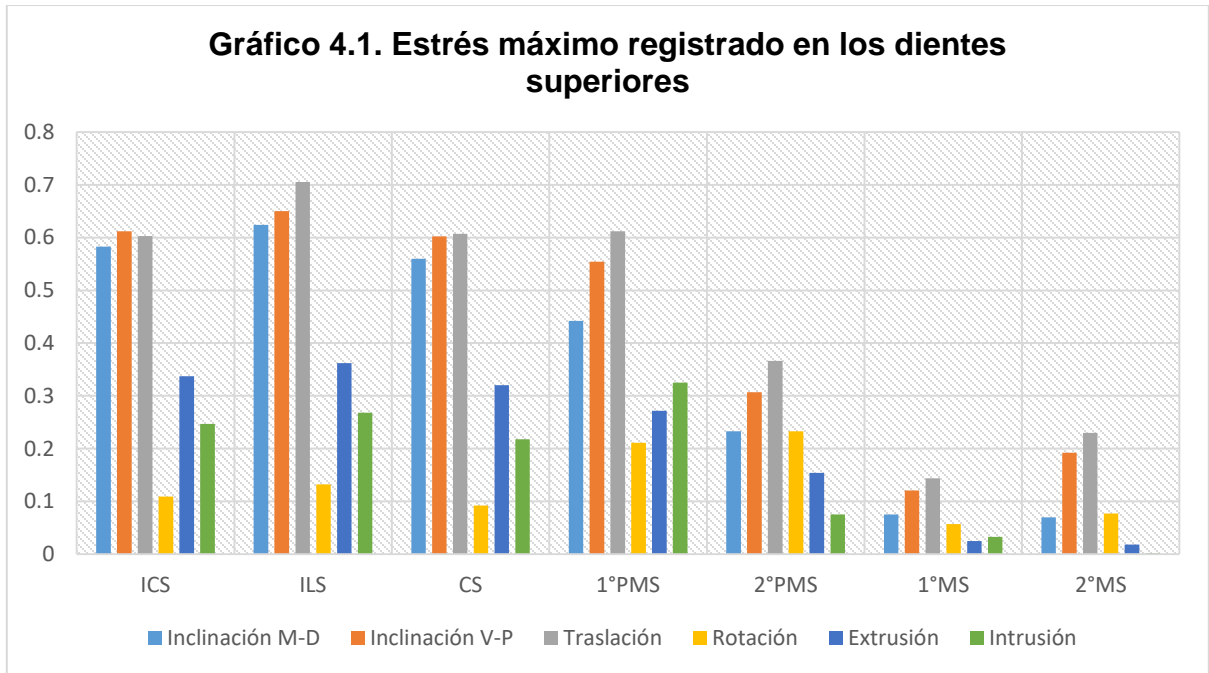
En la tabla 4.1 se muestra el estrés generado por metro cuadrado en cada uno de los dientes superiores ante un rango de fuerza “óptima” establecida por Proffit aplicada de acuerdo a los principales movimientos y direcciones de fuerzas utilizadas durante los movimientos ortodóncicos.

Tabla 4.1. Estrés generado en los dientes superiores

	Dirección de la fuerza	Rango de fuerza aplicada (Lb)	Estrés generado (MPa)
Incisivo central superior	Inclinación M-D	0.110-0.165	0.252-0.582
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.397-0.612
	Traslación	0.220-0.330	0.362-0.603
	Rotación	0.110-0.165	0.082-0.109
	Extrusión	0.110-0.165	0.191-0.337
	Intrusión	0.033-0.055	0.092-0.247
	Incisivo lateral superior	Inclinación M-D	0.110-0.165
Inclinación V-P		0.165-0.275	0.356-0.650
Traslación		0.220-0.330	0.408-0.705
Rotación		0.110-0.165	0.088-0.132
Extrusión		0.110-0.165	0.128-0.362
Intrusión		0.033-0.055	0.099-0.268
Canino superior		Inclinación M-D	0.110-0.165
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.374-0.602
	Traslación	0.220-0.330	0.346-0.607
	Rotación	0.110-0.165	0.388-0.092
	Extrusión	0.110-0.165	0.125-0.320
	Intrusión	0.033-0.055	0.096-0.218
	Primer premolar superior	Inclinación M-D	0.110-0.165
Inclinación V-P		0.165-0.275	0.252-0.554
Traslación		0.220-0.330	0.347-0.612
Rotación		0.110-0.165	0.097-0.211
Extrusión		0.110-0.165	0.091-0.272
Intrusión		0.033-0.055	0.082-0.125
Segundo premolar superior		Inclinación M-D	0.110-0.165
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.184-0.307
	Traslación	0.220-0.330	0.244-0.366
	Rotación	0.110-0.165	0.078-0.233
	Extrusión	0.110-0.165	0.103-0.154
	Intrusión	0.033-0.055	0.045-0.075
	Primer molar superior	Inclinación M-D	0.110-0.165
Inclinación V-P		0.165-0.275	0.073-0.121
Traslación		0.220-0.330	0.096-0.144
Rotación		0.110-0.165	0.038-0.057
Extrusión		0.110-0.165	0.016-0.025
Intrusión		0.033-0.055	0.019-0.033
Segundo molar superior		Inclinación M-D	0.110-0.165
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.115-0.192
	Traslación	0.220-0.330	0.154-0.230
	Rotación	0.110-0.165	0.051-0.077
	Extrusión	0.110-0.165	0.009-0.018
	Intrusión	0.033-0.055	0.001-0.002

Abreviaciones: M-D mesio distal, V-P vestíbulo palatino, Lb libras unidad de medida del peso, MPa unidad de medida de la presión generada por metro cuadrado

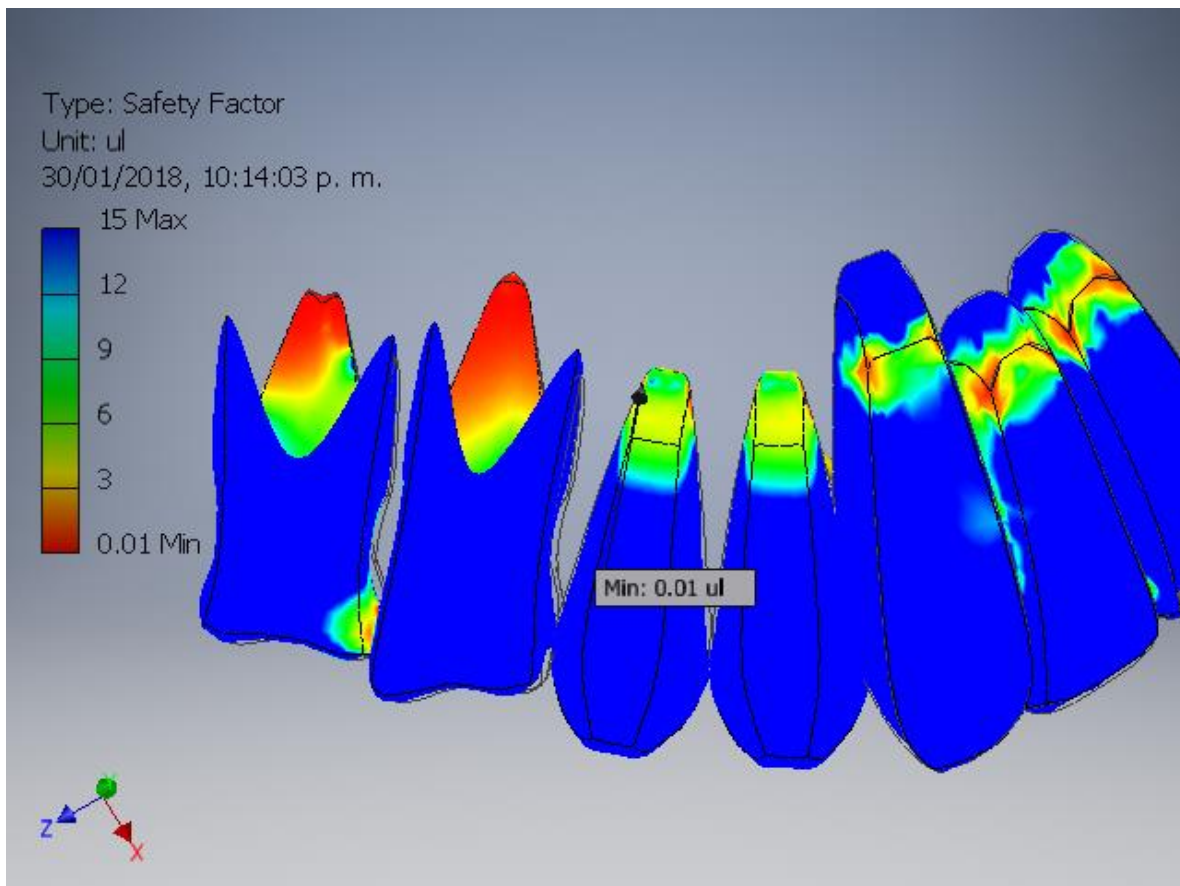
En la gráfica 4.1 se muestra el estrés máximo registrado en los dientes superiores, cada barra de color representa una dirección de fuerza diferente aplicada durante los movimientos ortodóncicos, la fuerza aplicada se encuentra entre el rango de fuerza óptima para cada vector de dirección señaladas en la tabla 4.1.



Abreviatura: ICS incisivo central superior, ILS incisivo lateral superior, CS canino superior, 1°PMS primer premolar superior, 2°PMS segundo premolar superior, 1°MS primer molar superior, 2°MS segundo molar superior

En la figura 4.1 se muestra el análisis de elementos finitos realizado en los dientes superiores, cabe señalar que este análisis de estrés se realiza de manera individual en cada diente, aplicando el rango de fuerza óptima propuesto por Proffit, las zonas azules representan las áreas de menor riesgo de resorción, mientras que las zonas rojas representan las áreas de mayor riesgo de resorción.

Figura 4.1. Distribución de estrés en los dientes superiores a través del análisis de elementos finitos.



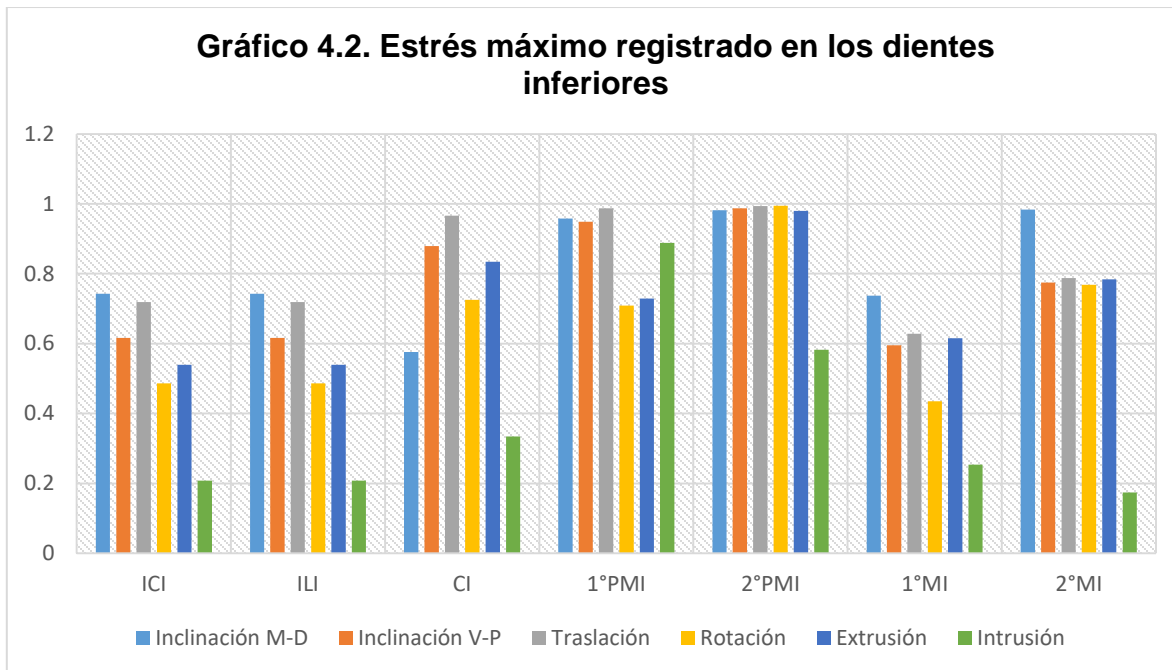
En la tabla 4.2 se muestra el estrés generado por metro cuadrado en los dientes inferiores ante un rango de fuerza “óptima” establecido por Proffit aplicada de acuerdo a los principales movimientos y direcciones de fuerzas utilizadas durante los movimientos ortodóncicos.

Tabla 4.2. Estrés generado en los dientes inferiores

	Dirección de la fuerza	Rango de fuerza aplicada (Lb)	Estrés generado (MPa)
Incisivo central inferior	Inclinación M-D	0.110-0.165	0.535-0.743
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.359-0.616
	Traslación	0.220-0.330	0.493-0.719
	Rotación	0.110-0.165	0.311-0.486
	Extrusión	0.110-0.165	0.359-0.539
	Intrusión	0.033-0.055	0.125-0.208
Incisivo lateral inferior	Inclinación M-D	0.110-0.165	0.535-0.743
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.359-0.616
	Traslación	0.220-0.330	0.493-0.719
	Rotación	0.110-0.165	0.311-0.486
	Extrusión	0.110-0.165	0.359-0.539
	Intrusión	0.033-0.055	0.125-0.208
Canino inferior	Inclinación M-D	0.110-0.165	0.384-0.576
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.507-0.879
	Traslación	0.220-0.330	0.777-0.966
	Rotación	0.110-0.165	0.350-0.725
	Extrusión	0.110-0.165	0.589-0.834
	Intrusión	0.033-0.055	0.200-0.334
Primer premolar inferior	Inclinación M-D	0.110-0.165	0.927-0.958
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.624-0.949
	Traslación	0.220-0.330	0.727-0.987
	Rotación	0.110-0.165	0.439-0.709
	Extrusión	0.110-0.165	0.456-0.729
	Intrusión	0.033-0.055	0.533-0.888
Segundo premolar inferior	Inclinación M-D	0.110-0.165	0.777-0.982
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.715-0.987
	Traslación	0.220-0.330	0.670-0.994
	Rotación	0.110-0.165	0.768-0.995
	Extrusión	0.110-0.165	0.799-0.980
	Intrusión	0.033-0.055	0.349-0.582
Primer molar inferior	Inclinación M-D	0.110-0.165	0.481-0.737
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.357-0.595
	Traslación	0.220-0.330	0.485-0.628
	Rotación	0.110-0.165	0.290-0.435
	Extrusión	0.110-0.165	0.335-0.615
	Intrusión	0.033-0.055	0.152-0.254
Segundo molar inferior	Inclinación M-D	0.110-0.165	0.727-0.984
	Inclinación V-P	0.165-0.275	0.419-0.775
	Traslación	0.220-0.330	0.409-0.788
	Rotación	0.110-0.165	0.512-0.768
	Extrusión	0.110-0.165	0.521-0.784
	Intrusión	0.033-0.055	0.104-0.174

Abreviaciones: M-D mesio distal, V-P vestíbulo palatino, Lb libras unidad de medida del peso, MPa unidad de medida de la presión generada por metro cuadrado

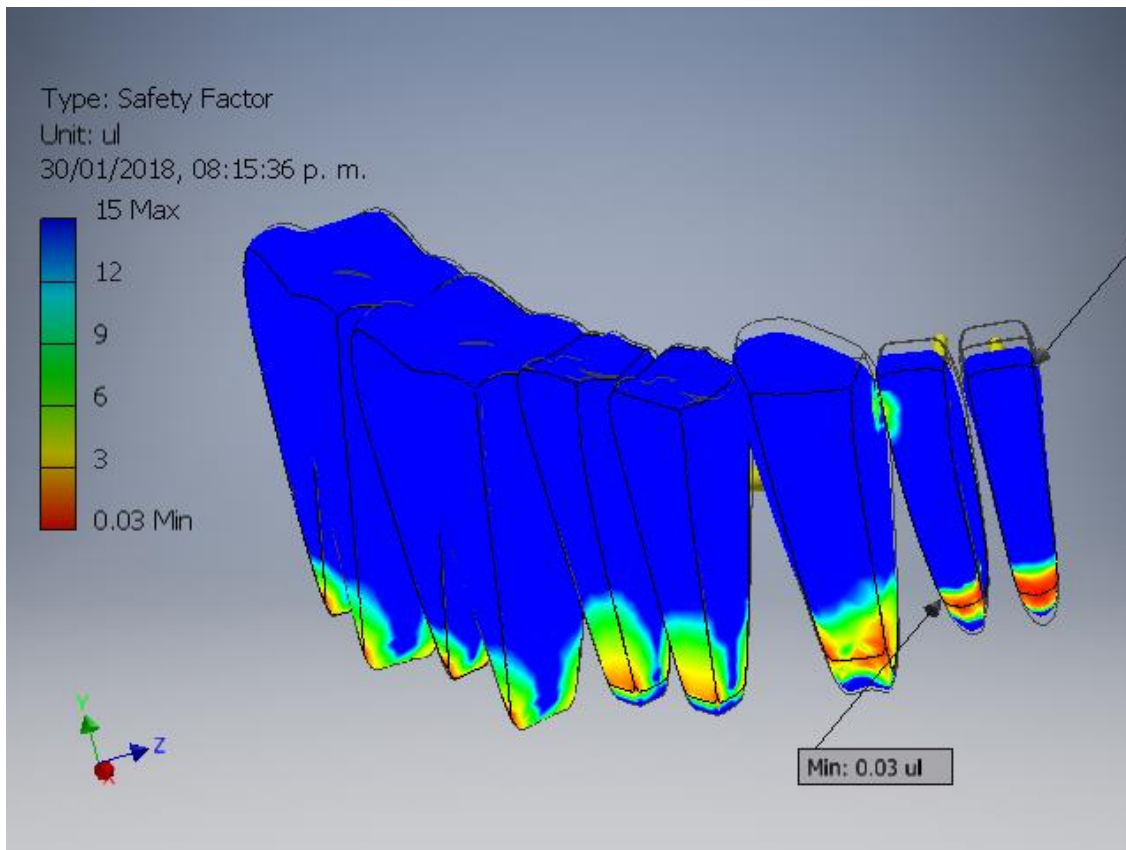
En la gráfica 4.2 se muestra el estrés máximo registrado en los dientes inferiores, cada barra de color representa una dirección de fuerza diferente aplicada durante los movimientos ortodóncicos, la fuerza aplicada se encuentra entre el rango de fuerza óptima para cada vector de dirección señaladas en la tabla 4.2.



Abreviatura: ICI incisivo central inferior, ILI incisivo lateral inferior, CI canino inferior, 1°PMI primer premolar inferior, 2°PMI segundo premolar inferior, 1°MI primer molar inferior, 2°MI segundo molar inferior

En la figura 4.2 se muestra el análisis de elementos finitos realizado en los dientes inferiores, cabe señalar que este análisis de estrés se realiza de manera individual en cada diente, aplicando el rango de fuerza óptima propuesto por proffit, las zonas azules representan las áreas de menor riesgo de resorción, mientras que las zonas rojas representan las áreas de mayor riesgo de resorción.

Figura 4.2. Distribución de estrés en los dientes inferiores a través del análisis de elementos finitos.



Hasta este momento de la investigación podemos hacer una comparación de los resultados obtenidos tanto para los dientes superiores como los inferiores, en las tablas se representa de forma numérica el grado de estrés provocado por cada dirección e intensidad de fuerza aplicados sobre cada uno de los dientes, esto se representa en la tercera columna que se refiere al grado de estrés máximo generado en estos dientes por el rango de fuerzas óptimas establecidas por Proffit, estos datos arrojados por el programa de elementos finitos son de utilidad para poder colocarlos en los gráficos y de esta manera observar de una forma más explicativa la diferencia de estrés para cada uno de los dientes ante el mismo rango de fuerza.

Como se puede observar en los gráficos, los vectores de dirección que generan más estrés sobre los dientes son la inclinación mesiodistal, la inclinación vestibulo palatina, la traslación y la extrusión, a su vez estos vectores de fuerza provocan más estrés en los dientes antero superiores y en los dientes postero inferiores, por último el análisis de elementos finitos también nos permite observar de manera visual a

través de un modelo 3D de los dientes las zonas en las que se distribuye principalmente el estrés, el programa arroja el modelo de manera individual, pero haciendo un montaje de todas estas imágenes podemos obtener la figura 4.1 y 4.2 y observar cuales son las zonas más expuestas en cada diente ante estas fuerzas aplicadas en los movimientos ortodóncicos, por último analizando estos tres elementos, las tablas, los gráficos y los modelos 3D llegamos a aislar cuales son los cuatro rangos de fuerza que pueden provocar una resorción irreversible de la estructura dentaria, por lo que la segunda parte de la investigación se basa en obtener un rango de fuerzas óptimas en las que se tenga la seguridad de no provocar algún efecto secundario negativo sobre la estructura dentaria o periodontal.

En la tabla 4.3 se muestra el rango de fuerzas óptimas para cada movimiento ortodóncico obtenidos a través del análisis de elementos finitos con su respectiva corrección con respecto a los valores establecidos por Proffit de los cuales algunos generaban un estrés excesivo en los dientes, se pueden comparar los valores con la tabla 4.1 y 4.2, se coloca su valor en libras al ser la unidad de peso utilizada por el programa, así como su correspondiente conversión a gramos para facilitar su medición.

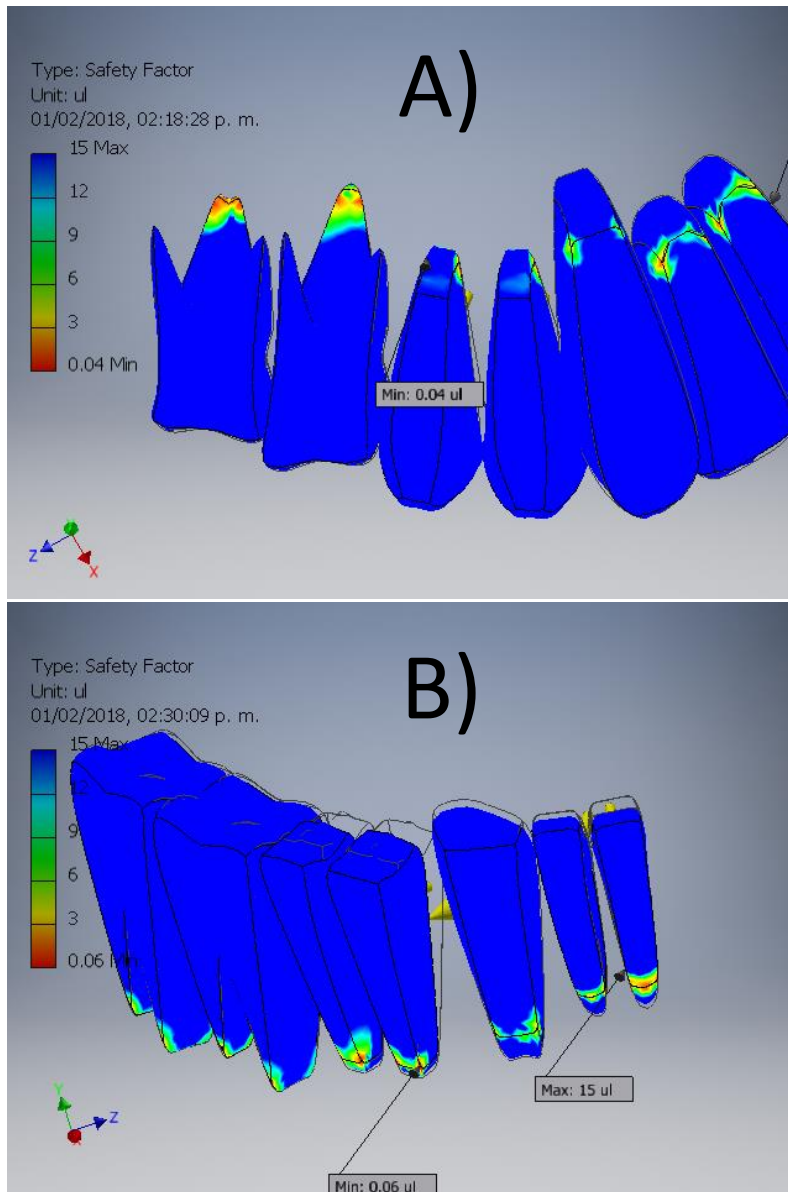
Tabla 4.3. Rango de fuerzas óptimas para cada movimiento ortodóncico.		
Dirección de la fuerza	Rango de fuerza óptimo (Lb)	Rango de fuerza óptimo (g)
Inclinación M-D	0.110-0.155	50-71
Inclinación V-P	0.165-0.268	75-122
Traslación	0.220-0.323	100-146.5
Rotación	0.110-0.165	50-75
Extrusión	0.110-0.165	50-72
Intrusión	0.033-0.055	15-25

Abreviaciones: M-D mesio distal, V-P vestíbulo palatino, Lb libras unidad de medida del peso, g gramos unidad de medida del peso

En la figura 4.3 se observa la distribución del estrés en los dientes superiores (a) y en los dientes inferiores (b) aplicando los rangos de fuerzas óptimas obtenidas por el análisis de elementos finitos y mostradas en la tabla 4.3, en las imágenes se puede valorar la ausencia de zonas rojas críticas de estrés, siendo las zonas

naranjas las de mayor intensidad pero que se encuentran en el límite de lo aceptable.

Figura 4.3. Distribución de estrés en los dientes superiores e inferiores a través del análisis de elementos finitos, aplicando el rango de fuerzas óptimas mostradas en la tabla 4.3.



A) Dientes superiores, B) Dientes inferiores

La tercera parte de esta investigación aprovecha las múltiples aplicaciones que se le pueden dar al análisis de elementos finitos para comparar dos prescripciones de brackets y poder llegar a la conclusión de cuál de estas dos prescripciones genera más estrés sobre los dientes superiores e inferiores, para esto se comparan las prescripciones de brackets Alexander y MBT mediante su modelado en 3D con su respectiva angulación y se aplica una fuerza estándar a todos los dientes de 150 gramos para procurar que los resultados sean lo más exactos posibles para cada diente.

En la tabla 4.4 se muestra el estrés generado en cada diente por los brackets de la prescripción Alexander ante una fuerza estándar de 150 gramos, de igual forma en la tabla 4.5 se muestra el estrés generado por los brackets de la prescripción MBT ante una fuerza estándar de la misma intensidad y la respectiva angulación de cada bracket para ambas prescripciones en un estudio realizado a través del análisis de elementos finitos.

Tabla 4.4. Estrés generado por la prescripción de brackets Alexander ante una fuerza estándar de 150 gramos

	Torque	Tipping	Estrés generado
Incisivo central superior	14°	5°	0.824
Incisivo lateral superior	7°	8°	0.632
Canino superior	3°	10°	0.863
Primer premolar superior	-7°	0°	0.817
Segundo premolar superior	-7°	0°	0.422
Primer molar superior	-10°	0°	0.227
Segundo molar superior	-10°	0°	0.231
Incisivo central inferior	-5°	2°	0.739
Incisivo lateral inferior	-5°	3°	0.742
Canino inferior	-7°	6°	0.928
Primer premolar inferior	-11°	0°	0.972
Segundo premolar inferior	-17°	0°	0.980
Primer molar inferior	-22°	-6°	0.763
Segundo molar inferior	-27°	0°	0.642

Torque: inclinación de los dientes en sentido vestíbulo-palatino, Tipping: inclinación de los dientes en sentido mesio-distal

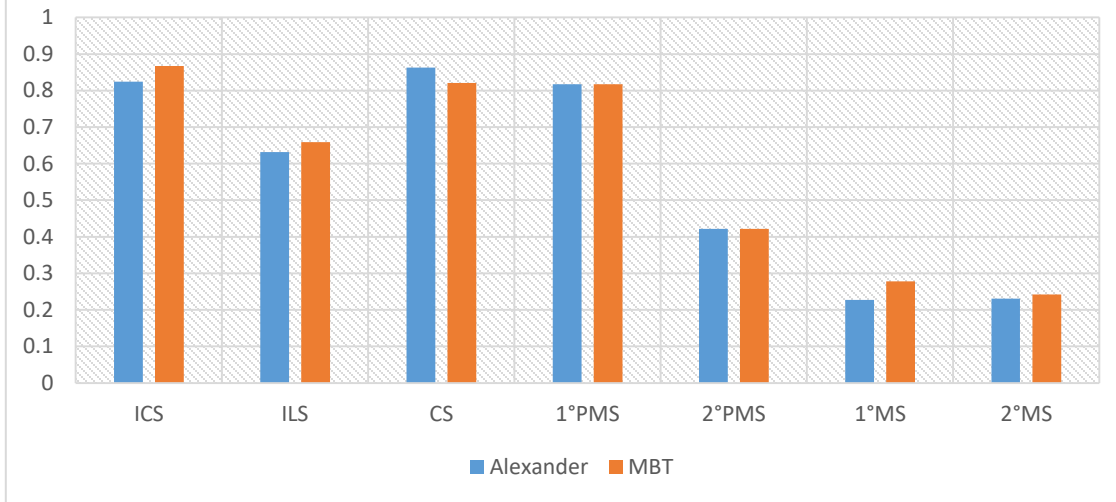
Tabla 4.5. Estrés generado por la prescripción de brackets MBT ante una fuerza estándar de 150 gramos

	Torque	Tipping	Estrés generado
Incisivo central superior	17°	4°	0.867
Incisivo lateral superior	10°	8°	0.659
Canino superior	0°	8°	0.821
Primer premolar superior	-7°	0°	0.817
Segundo premolar superior	-7°	0°	0.422
Primer molar superior	-14°	0°	0.278
Segundo molar superior	-14°	0°	0.242
Incisivo central inferior	-6°	0°	0.733
Incisivo lateral inferior	-6°	0°	0.733
Canino inferior	0°	3°	0.904
Primer premolar inferior	-12°	2°	0.983
Segundo premolar inferior	-17°	2°	0.992
Primer molar inferior	-20°	0°	0.728
Segundo molar inferior	-10°	0°	0.612

Torque: inclinación de los dientes en sentido vestíbulo-palatino, Tipping: inclinación de los dientes en sentido mesio-distal

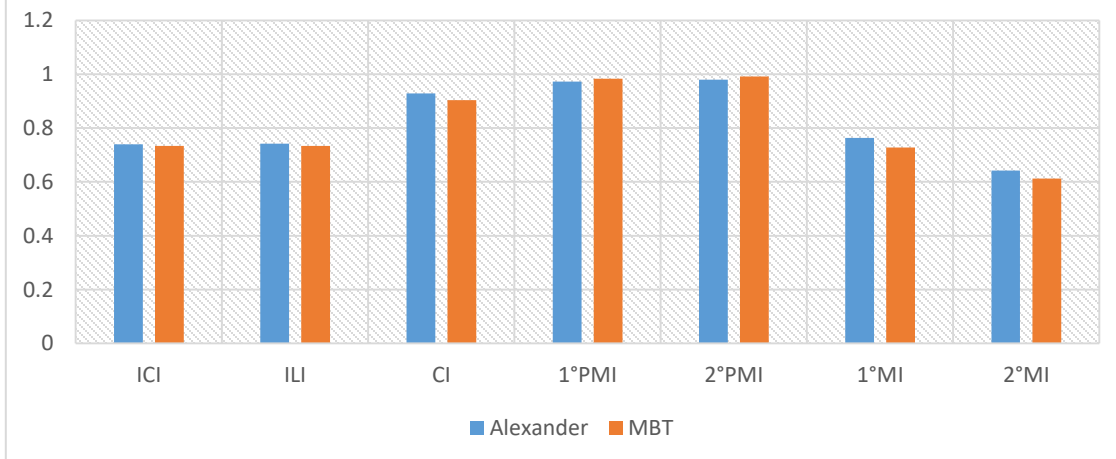
En el gráfico 4.3 y 4.4 se muestra la comparación del estrés generado en los dientes superiores e inferiores entre las prescripciones de los brackets Alexander y MBT.

Gráfico 4.3. Comparación de estrés generado por las prescripciones de brackets Alexander y MBT en los dientes superiores



Abreviatura: ICS incisivo central superior, ILS incisivo lateral superior, CS canino superior, 1°PMS primer premolar superior, 2°PMS segundo premolar superior, 1°MS primer molar superior, 2°MS segundo molar superior

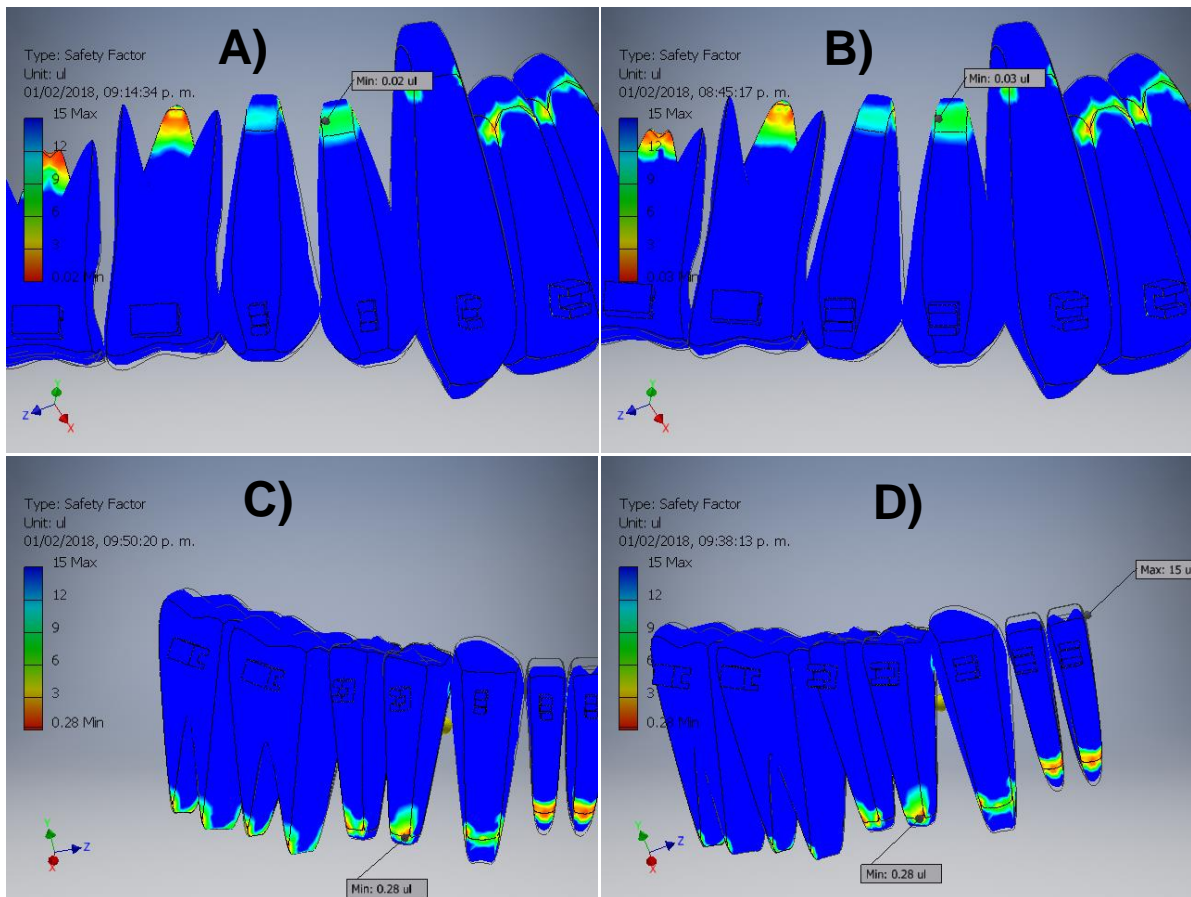
Gráfico 4.4. Comparación de estrés generado por las prescripciones de brackets Alexander y MBT en los dientes inferiores



Abreviatura: ICI incisivo central inferior, ILI incisivo lateral inferior, CI canino inferior, 1°PMI primer premolar inferior, 2°PMI segundo premolar inferior, 1°MI primer molar inferior, 2°MI segundo molar inferior

En la figura 4.4 se puede observar la distribución del estrés en los dientes superiores e inferiores entre las prescripciones de la filosofía Alexander (izquierda) y MBT (derecha) ante la aplicación de una fuerza de 150 gramos cuyos valores de estrés y de angulación se encuentran establecidos en las tablas 4.4 y 4.5.

Figura 4.4. Comparación de la distribución de estrés en los dientes superiores e inferiores a través del análisis de elementos finitos entre la prescripción Alexander y MBT.



- A) Dientes superiores con prescripción Alexander, B) Dientes superiores con prescripción MBT, C) Dientes inferiores con prescripción Alexander, D) Dientes inferiores con prescripción MBT

Valorando los resultados obtenidos, se puede observar que la prescripción MBT causa mayor estrés en el incisivo central superior, incisivo lateral superior, primer molar superior, segundo molar superior, primer premolar inferior y segundo premolar inferior, mientras que la prescripción Alexander causa mayor estrés en el canino

superior, incisivo central inferior, incisivo lateral inferior, canino inferior, primer molar inferior y segundo molar inferior, a su vez ambas prescripciones causan el mismo estrés en el primer y segundo premolar superior.

4.2. Discusión.

El movimiento dentario a través de los tratamientos de ortodoncia se basa en el concepto de lograr una adecuada remodelación del hueso de soporte mediante la aplicación de una fuerza constante que estimule esta resorción y reposición de hueso nuevo con el objetivo final de lograr el movimiento del órgano dentario, sin embargo, se tiene que tener sumo cuidado con la dirección de la aplicación de la fuerza así como con su intensidad, puesto que una fuerza que genera un mayor estrés de lo debido puede llegar a provocar necrosis ósea o resorción radicular como algunos de los efectos colaterales de una incorrecta aplicación de las fuerzas en los tratamientos ortodóncicos, es por eso que es de suma importancia conocer cómo se distribuye el estrés generado por estas fuerzas para establecer un rango de seguridad óptimo para la aplicación de cada una de estas fuerzas.

Se pueden citar varios estudios que se han dedicado a encontrar un rango de fuerzas óptimas para los movimientos dentarios, sin embargo, la mayoría en casos aislados, como es el caso de intrusión de órganos dentarios a través de mini implantes del estudio realizado por Parisa Salehi et al (2015), o el estrés generado por algunos arcos dentales de diferente material como el estudio realizado por Frank Weiland (2010), sin embargo, en el caso de esta investigación se intentó conseguir un rango de fuerza óptimo para cada uno de los movimientos ortodóncicos mayormente realizados durante el tratamiento, que son la inclinación mesiodistal, la inclinación vestíbulo palatina, la traslación, la rotación, la extrusión y la intrusión dentaria. Para lograrlo se decidió utilizar como referencia el rango de fuerza propuesto por Proffit en su libro de Ortodoncia contemporánea.

En la primera parte de esta investigación se modelaron de manera individual cada uno de los órganos dentarios superiores e inferiores y se les aplicó una de las seis direcciones de fuerzas establecidas anteriormente dentro del rango de intensidad propuesto por Proffit, con el objetivo de conocer el estrés generado y compararlo

entre ellos, a su vez observar si alguno de estos se encontraba en el límite de lo crítico como para establecer un rango de fuerzas más seguro para cada movimiento, las tablas 4.1 y 4.2 nos muestran de forma numérica el estrés máximo para cada diente y a través de los gráficos 4.1 y 4.2 observamos que las principales fuerzas que generan estrés son cuatro, la inclinación mesio distal, la inclinación vestíbulo palatina, la traslación y la rotación, esto se contrapone con la investigación realizada por M Hemanth et al (2015), en la que la fuerza con mayor estrés fue la de intrusión, sin embargo la diferencia puede radicar en que el rango máximo de fuerza utilizada en esta investigación para la intrusión fue de 0.055 libras que equivaldría a 0.24 Newtons, mientras que en el estudio realizado por Hemanth se usó una fuerza excesiva de 0.30 Newtons para valorar los efectos contraproducentes de la intrusión.

En la misma investigación realizada por M Hemanth et al (2015) encontraron que el rango máximo adecuado para una fuerza de torque en el diente, es decir una inclinación vestíbulo palatina no debe de exceder la aplicación de 1 Newton de fuerza, lo cual contrarresta los valores óptimos establecidos por Proffit que realizando su conversión equivale a un valor de fuerza máximo de casi 1.3 N y al contrario hace factible lo realizado por esta tesis que fue reducir el rango de fuerza máximo para la inclinación vestíbulo palatino a 0.268 libras, lo que convertido a Newton equivale a 1.1 N un valor más cercano a lo establecido por M Hemanth et al (2015).

En la investigación realizada por Maruo et al (2016), evaluaron las fuerzas de estrés producidas por el Head Gear en sus tres direcciones, baja, alta y combinada que provocan movimientos de traslación, intrusión y extrusión en el primer y segundo molar superior, evaluaron el estrés obtenido por fuerzas de 100, 150, 200, 450 y 500 gramos, encontrando que los valores óptimos de fuerza máxima al usar un Head Gear para sus direcciones alta y baja son de 200 gramos, mientras que para el Head gear combinado lo adecuado es de 100 g/100 g. Lo cual se opone a lo propuesto por esta investigación, en donde la fuerza de traslación no debe de exceder los 147 gramos para generar un movimiento adecuado sin estrés excesivo

de los molares, sin embargo al comparar el estrés obtenido en el primer y segundo molar, observamos que en la investigación por Maruo et al, obtuvieron un estrés de 0.433 para el primer molar y de 0.407 para el segundo molar, lo cual excede los 0.144 y 0.230 respectivamente para el primer y segundo molar propuestos por esta investigación y que son valores en donde se logra un movimiento óptimo de los dientes sin el riesgo de generar alguna resorción irreversible.

En el estudio realizado por Salehi P et al (2015) se valoró el estrés generado en los incisivos y caninos superiores, en donde concluyeron que el estrés máximo se concentra sobre todo en el ápice de los órganos dentarios, lo que atribuyen a la menor geometría de área de esta zona, a su vez, confirman que se concentra mayor estrés en el incisivo lateral a comparación del incisivo central, algo con lo que esta investigación concuerda, al revisar las imágenes del análisis de elementos finitos se observa mayor concentración de estrés en el área apical y de igual forma en la gráfica 4.1 se puede observar mayor concentración de estrés en el incisivo lateral, sin embargo, este resultado se opone a lo propuesto por la investigación de Gerami et al (2016) donde analizan también la distribución de estrés en los incisivos y caninos superiores, encontrando que el estrés se concentra más en el incisivo central que en el incisivo lateral y lo atribuyen a un mayor desplazamiento del incisivo central al aplicar la fuerza, a su vez proponen que el canino superior sufre menor distribución de estrés que los incisivos algo que concuerda con la investigación de Salehi P et al (2015) y con los resultados de esta investigación.

Esta investigación concuerda con los resultados expuestos por lo realizado por Heravi et al (2013), donde evalúan la distribución del estrés en los incisivos tanto superiores como inferiores, estableciendo que los vectores de dirección que más estrés provocan son las inclinaciones ya sea en sentido mesio-distal o vestibulo-palatino y que las zonas principales donde se distribuye más el estrés es en el área apical seguida de la cara lingual y por último lugar las caras vestibular, distal y mesial, a su vez se concuerda con esta investigación en el sentido de que se propone de igual forma que el rango de fuerzas óptimo para las inclinaciones es de 125 gramos como lo propuesto aquí o máximo llegar a los 150 gramos, de igual

forma se propone que la fuerza de intrusión no debe de rebasar los 25 gramos como límite.

Por último con respecto a la distribución del estrés provocado por los diferentes movimientos ortodóncicos, esta investigación concuerda con lo propuesto por Proffit et al (2013) en lo referente a que debe de existir un rango de fuerzas óptimas, estando de acuerdo con respecto a los rangos de fuerza establecidos para los movimientos de intrusión y extrusión, sin embargo, en esta investigación se propone disminuir un poco los rangos de fuerzas establecidos para los movimientos de inclinación mesio-distal, inclinación vestíbulo palatina, traslación y rotación, puesto que después del análisis de elementos finitos de este estudio se comprueba que los rangos propuestos por esta investigación no generan estrés excesivo que pueda ocasionar alguna resorción irreversible.

Otra de las grandes preguntas en la ortodoncia es la que compete a la comparación entre dos prescripciones de brackets con respecto al tamaño de su slot y al estrés que pueden generar en los órganos dentarios, el slot .018 de la prescripción Alexander o el slot .022 de la prescripción MBT. Esta investigación concuerda con la realizada por Arreghini et al (2014) en donde se propone que las dos prescripciones generan el mismo estrés puesto que ambas presentan el mismo juego debido a que el tamaño de sus arcos utilizados es proporcional al slot del bracket, tanto los arcos .017X.025 son al slot .018 de la prescripción Alexander, como los arcos .019x .025 al slot .022 de la prescripción MBT, a su vez estos resultados concuerdan con las investigaciones realizadas por Cash et al (2014) y Rucker (2016) que establecen de igual forma que no existe diferencia entre ambas prescripciones en cuanto al estrés que generan, sin embargo, todas estas investigaciones se contraponen con respecto a la de James Noble (2013) quien establece que la prescripción Alexander de slot .018 genera menos estrés debido al menor tamaño de sus arcos lo cual permite que generen una menor fuerza y fricción con respecto a los movimientos ortodóncicos realizados durante el tratamiento.

4.3 Conclusiones.

1. El estrés máximo generado por los rangos de fuerzas más utilizados en Ortodoncia se concentra principalmente en la zona apical de todos los órganos dentarios.
2. Bajo las mismas cargas de fuerzas se presenta mayor estrés en los dientes anterosuperiores y en los dientes posteroinferiores.
3. Los vectores de dirección que más estrés generan sobre los órganos dentarios son la inclinación mesio-distal, la inclinación vestíbulo-palatino, la traslación y la extrusión, por lo que es necesario reducir el rango de fuerza que se utiliza mayormente para estos movimientos.
4. Los rangos de fuerzas utilizados para los movimientos de intrusión y rotación son los adecuados.
5. La prescripción MBT causa mayor estrés en el incisivo central superior, incisivo lateral superior, primer molar superior, segundo molar superior, primer premolar inferior y segundo premolar inferior a comparación de la prescripción Alexander.
6. La prescripción Alexander causa mayor estrés en el canino superior, incisivo central inferior, incisivo lateral inferior, canino inferior, primer molar inferior y segundo molar inferior a comparación de la prescripción MBT.
7. La prescripción MBT y Alexander causan la misma cantidad de estrés en el primer premolar superior y segundo premolar superior.

4.4 Referencias.

- Agarwal A. Shalu M. Santosh V. Preeti B. Geeta S. 2016. Evaluation of the Stress Induced in Tooth, Periodontal Ligament & Alveolar Bone with Varying Degrees of Bone Loss during Various Types of Orthodontic Tooth Movements. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 10 (2): ZC46-ZC52.
- Burstone. C. J. 1997. Contemporary Management of Class II Malocclusions: Fact and Fiction in Class II Correction. *Biomechanics in Clinical Orthodontics*: 246-256.
- Cattaneo P. Dalstra M. Melsen B. 2005. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res*. May:84: 428-33.
- Choi. Zhu S. Kim Y. 2005. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors

- for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*: 128: 382-4
- Cobo J. Albero S. Juan A. David S. Manuel V. 1993. Initial Stress Induced in Periodontal Tissue with Diverse Degrees of Bone Loss by an Orthodontic Force: Tridimensional Analysis by Means of the Finite Element Method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 104 (5): 448–54.
- Dorow C. Sanders F. 2005. Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method. *J Orofac Orthop*: 208-18.
- Eberhardt A. Toms S. Lemons J. Bartolucci A. 2002. Non-linear stress strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122, 174-9.
- Geramy A. 1980. Initial Stress Produced in the Periodontar Membrane Ot T B 7 D 5 Orthodontic Loads in the Presence of Varying Loss of Alveolar Borie : A Three-Dimensional Finite Element Analysis 24: 21–33.
- Hemanth M. Shilpi D. Raghuv eer H. Rani M. Chatura H. Vedavathi B. 2015. Stress Induced in the Periodontal Ligament under Orthodontic Loading (Part I): A Finite Element Method Study Using Linear Analysis. *Journal of International Oral Health : JIOH* 7 (8): 129–33.
- Kamble R. Lohkare S. Hararey P. Mundada R. 2012. Stress Distribution Pattern in a Root of Maxillary Central Incisor Having Various Root Morphologies: A Finite Element Study. *Angle Orthodontist* 82 (5): 799–805.
- Levander E. Olle M. Kristina S. 1998. Apical Resorption during orthodontic treatment of patients with multiple aplasi: a study of maxillary incisors. *European Journal of Orthodontics* 20: 427-434.
- Liang W. Zhao N. Lin J. Kanzaki H. Ni J. 2012. Local osteoprotegerin gene transfer inhibits relapse of orthodontic toorh movement. *Am J Orthod Dentofac Orthop*; 141: 30-40.
- Natali A. *Dental Biomechanics*.-New York, Taylor & Francis. Ed. 2003.
- Hiroshi M. Ivan T. Armando Y. Dauro D.O. Marco A.A. Orlando M.T. 2016. Tridimensional Finite Element Analysis of Teeth Movement Induced by Different Headgear Forces. *Progress in Orthodontics* 17 (1). *Progress in Orthodontics*: 18.
- McGuinness. N.J. 1992. Prevention in orthodontics-a reviw: *Dental update* 15: 168-175.
- Polat O.O. Arman O.A. Veziroglu F. Cetinsahin A. 2011. Comparision of the intrusive effects of miniscrewa and utility arches. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 139: 526-532.
- Proffit, WR. 2013. "Ortodoncia Contemporánea.In *Ortodoncia Contemporánea*, 21–

26.

Salehi P. Alayar G. Amirhosein N. Sepideh T. 2015. Evaluating Stress Distribution Pattern in Periodontal Ligament of Maxillary Incisors during Intrusion Assessed by the Finite Element Method. *Journal of Dentistry (Shiraz, Iran)* 16 (4): 314–22.

Taithongchai R. Sookkorn K. Killiany D. 1996. Facial and dentoalveolar structure ad the prediction of apical root shortening. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 110: 311-20.

Takahashi I. Kanzaki R. Daimaruya T. 2007. Remodeling of alveolar bone crest after molar intrusion with skeletal anchorage system in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 131: 343-351.