

Método para obtener un modelo geométrico tridimensional de una restauración implanto soportada en un incisivo central superior

Method for obtaining a three-dimensional geometric model of an implant-supported restoration in an upper central incisor

Mateo Posada-Castaño 1, Juan Manuel Olarte-Sarmiento 1, Sebastian Muñoz-Zapata 2, Sandra Gonzales Ariza 3.

RESUMEN

Introducción y objetivo: Debido al riesgo estético del titanio por su posible translucidez a través del tejido, desgaste en la conexión y fractura de pilares en zirconio se han propuesto pilares personalizados metal-cerámicos llamados pilares híbridos. A continuación se presenta una metodología para obtener un modelo matemático tridimensional de una restauración implanto-soportada, que será aplicado a futuros estudios de elementos finitos. **Materiales y métodos:** Se construyó un modelo de un implante Straumann® Bone Level RC SLA conectado a un pilar VarioBase sobre el cual se diseñó una mesoestructura en (a)emax Press® (b)Zirconio (c)Lava Ultimate^ĩ, para una restauración final en emax Press®. El ensamble anterior se embebió en resina acrílica (Veracryl, New Stetic®) y se seccionó siguiendo su eje longitudinal. Se capturan imágenes mediante estereomicroscopio (Nikon® SMZ1000), que se importan al software CAD (Solid Edge ST6) para su modelación y posteriormente en el software Multiphysics se analizaron los esfuerzos bajo una condición de carga. **Resultados:** Se obtuvo un modelo tridimensional de elementos finitos sin errores durante la simulación de una restauración implanto-soportada de un incisivo central superior derecho. **Conclusiones:** La metodología desarrollada generó un modelo de una restauración implanto soportada compuesta por un pilar híbrido, para observar el comportamiento biomecánico de cada componente del sistema. **Palabras clave:** Dental implant-abutment design (Mesh), Mechanical Phenomena (Mesh), Finite Element Analysis (Mesh), two-piece implant abutment, Ti base abutment, Hybrid abutment.

SUMMARY

Introduction and Objective: Due to the aesthetic risk of the titanium for possible translucency through the mucosa, connection wear and fracture of zirconium abutments, custom metal-ceramic abutments have been proposed and named hybrid abutments. Below a methodology is presented for a three-dimensional mathematical model of a implant supported restoration, which will be applied to future studies of finite elements. **Materials and Methods:** A model of a Straumann® Bone Level SLA RP implant connected to a VarioBase abutment on which a mesostructure was designed to (a) emax Press® (b) Zirconium (c) Lava^ĩ Ultimate, was constructed for a final restoration in emax Press®. The above assembly was embedded in acrylic resin (Veracryl, New Stetic®) and sectioned along its longitudinal axis. Images by stereomicroscope (Nikon® SMZ1000) are captured, imported into CAD (Solid Edge ST6) software for modeling and later in the Multiphysics software efforts were analyzed under specific load. **Results:** A three-dimensional finite element model without errors during the simulation of an implant-supported restoration of a right central incisor was obtained. **Conclusions:** The methodology generates a model of an implant supported restoration composed of a hybrid abutment, to observe the biomechanical behavior of each system component. **Keywords:** Dental implant-abutment design (Mesh), Mechanical Phenomena (Mesh), Finite Element Analysis (Mesh), two-piece implant abutment, abutment Ti basis, Hybrid abutment.

1. Residente de Rehabilitación Oral Universidad CES. Email: mto.posadac@gmail.com, juan.mac@gmail.com.

2. Protesista Periodontal Universidad CES, Docente pregrado y posgrado Universidad CES. Email: sebastian@maskart.com.co

3.

- * Grupo de Investigación Básica y Clínica en Odontología (CBO)
- * Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica EIA-CES (GIBEC)

INTRODUCCIÓN

El reemplazo de un diente único en el sector anterior es considerado un reto en odontología restauradora, especialmente cuando se cuenta con espacios interdentes e interoclusales limitados y cuando la angulación entre el implante y la corona no es óptima(1,2). Hoy en día, el éxito del tratamiento odontológico-implantológico, se basa no solo en la supervivencia de los implantes, la restauración y en devolverle la función al paciente, si no también en la estética final del resultado clínico obtenido. Realizar una restauración metal-cerámica cementada sobre un pilar prefabricado de titanio, una corona cerámica sobre un pilar completamente de zirconio o una corona atornillada de zirconio puede ser una solución a este tipo de casos, sin embargo hay un mayor riesgo de translucidez del titanio a través de la mucosa peri implantar(3), fractura del pilar completamente en zirconio, desgaste de la conexión del implante por parte de este(4), o fractura en la porcelana y microfracturas de la corona atornillada. Por el contrario la utilización de pilares personalizados atornillados metal-cerámicos y de coronas cementadas generalmente ayudan a superar este reto (1,2,5).

Una nueva solución estética para el reemplazo del implante único es presentado por Magne y cols (1,2,5), la cual consiste en un pilar personalizado metal-cerámico no retentivo atornillado, llamado pilar híbrido, con un diseño de preparación para carilla tipo III, y los principios de restauración adhesiva. Para este fin se propone la utilización de un pilar fabricado con un material que provea suficiente resiliencia para que pueda servir como un elemento disipador de las fuerzas hacia el hueso (5). El material propuesto es la resina compuesta moderna maquinada en CAD-CAM que presenta un bajo módulo de elasticidad, alta resistencia a la fractura, alta resistencia tensil, mejores propiedades ópticas, estabilidad del color, facilidad de adhesión, menor índice de desgaste y fácil reparación(6). Los grandes cambios en la formulación de este material y en su proceso de fabricación lo postulan como ideal para pilares personalizados (5).

Los estudios in-vitro que analizan algunos de estos aspectos dejan abierta la posibilidad a para que futuras investigaciones incluyan un análisis de elementos finitos para analizar el efecto de los materiales en la distribución de los esfuerzos hacia los tejidos de soporte; así como también estudios clínicos que confirmen el comportamiento de estas estructuras (1,5).

Para el análisis de elementos finitos se necesita una representación realista computacional geométrica de los objetos y sus propiedades mecánicas.

Esta representación digital, llamada modelo, se compone de un numero finito de elementos conectados por nodos, generando una malla que hace posible simular las respuestas estructurales mediante la aplicación de cargas (7,8).

La mayor dificultad de esta metodología es la reproducción geométrica virtual de los objetos a ser analizados. Además obtener un modelo preciso de un implante con su correspondiente pilar es un reto debido a las numerosas características únicas de cada casa comercial(7,8). En ocasiones los fabricantes proveen los bocetos y diseños CAD, pero estos no se encuentran disponibles para investigaciones independientes, por eso se necesita un método preciso que permita reproducir la geometría de el implante y sus componentes virtualmente

Con el presente estudio se quiere desarrollar un método para obtener un modelo virtual tridimensional de una restauración implanto-soportada de un incisivo central superior derecho el cual será aplicado a futuros estudios de pilares híbridos mediante elementos finitos.

MATERIALES Y METODOS

Construcción del Modelado 3D

Se construyó un modelo tridimensional de un implante oseointegrado Bone Level RC SLA con base de titanio VarioBase (Straumann®) sobre la cual se cementó una mesoestructura personalizada con preparación para corona completa en (a) Disilicato de litio e.max Press® (b) Zirconio (c) Polímero reforzado con nanocerámica, Lava Ultimate®. Para una restauración final de un incisivo central superior derecho en disilicato de litio e.Max Press®.

Un implante Bone Level RC SLA (Straumann®) conectado a una base de titanio (Vario Base, Straumann®) embebido en una resina acrílica transparente (Veracryl, New Stetic®) se seccionó por el medio, siguiendo todo su eje longitudinal, utilizando un disco de diamante montado sobre una recortadora de modelos Whip Mix®, posteriormente se pulió con lijas de agua secuencialmente empezando con el mayor grano hasta el menor, pasta diamantada con cepillo de pelo de cabra suave y felpas de algodón. Se realizó la captura de los componentes a evaluar con un estereomicroscopio (Nikon® SMZ1000), para obtener un plano a escala real que permitiera la construcción del sólido 3D, las imágenes digitales fueron procesadas por medio de el software Nis Elements 3.1 de Nikon®. que luego se importaron al software CAD (Solid Edge ST6) (7).

La modelación de la meso estructura personalizada y de la corona se realizó mediante fotos de un caso clínico real de una rehabilitación de un incisivo central superior con cámara STL Sony® Alpha A77 con lente macro 100mm y twin flash a una velocidad de 1/250 con diafragma de 32 ISO 200. También se capturaron imágenes adicionales de los diferentes componentes a evaluar, como ayuda para el modelado de los componentes.

Para la modelación del cemento se creó un espacio entre el pilar híbrido y la corona de 50 micras, al cual se le agregan las propiedades del cemento resinoso utilizado.

Se modeló de forma arbitraria una sección cilíndrica que se asemeja al hueso maxilar, donde está posicionado el implante, con un núcleo de hueso esponjoso de 13 mm de longitud por 8 mm de espesor, rodeado por un hueso cortical de 1 mm de grosor, teniendo en cuenta la clasificación de Leckholm y Zarb para calidad ósea (9). La parte mesial y distal no estaban cubiertos por hueso cortical. Además se introdujo una región de transición correspondiente a un implante (75% y 100%) oseointegrado, la cual es de 0.5mm entre el hueso cortical y esponjoso con la parte más externa del implante (10).

Propiedades de los materiales

Todos los materiales se clasificaron según sus constantes elásticas. El titanio, el polímero modificado con cerámica, el zirconio y el disilicato de litio se comportan como un material elástico lineal isotrópico.

Se decide realizar una validación de las constantes elásticas de los materiales usados para fabricar la mesoestructura y la corona para compararlas con la información obtenida de bases de datos y las proporcionadas por las casas comerciales. Para este fin se realizaron pruebas mecánicas de compresión en cubos de 5mm x 5mm y de flexión de 3

puntos en varillas de 20mm x 1mm x 1mm para ser probados en una maquina Instron. (preguntar yesid segun que norma)

El hueso cortical y el esponjoso se consideraron como un material elástico linear ortotrópico (8). Para obtener el esfuerzo y el desplazamiento a través de cada modelo, se emplearon las siguientes constantes elásticas para cada uno de los modelos a analizar: modulo elástico (E), coeficiente de Poisson (ν), y el modulo de rigidez al cortante (G)

Condiciones de frontera

Se realizó una simulación de un implante oseointegrado (al 75% y a el 100%) a el hueso maxilar de zona anterior con núcleo esponjoso de 13mm de longitud por 8mm de espesor, rodeado por un hueso cortical de 1mm de grosor bajo la clasificación de Leckholm y Zarb para calidad ósea (9). La parte mesial y distal no estaban cubiertos por hueso cortical. Además se introdujo una región de transición correspondiente a un implante oseointegrado al 75 y 100% , la cual es de 0.5mm entre el hueso cortical y esponjoso con la parte mas externa del implante (10).

El tipo de contacto entre el implante y el hueso es una fusión en la cual los elementos externos del implante y los elementos de la región de transición comparten nodos comunes. Este tipo de contacto es una de las técnicas mas usadas. La característica distintiva de este enfoque es que el contacto ocurre entre el implante y las regiones de transición. Así, en general, una perfecta oseointegración no es necesariamente asumida (10). Para simular la continuidad del hueso maxilar y del contacto con los dientes adyacentes se aplicó una restricción de todo movimiento y deformación en ambas superficies. Dicha restricción se realizó en los tres planos del espacio $\%ot$, $\%ot$, $\%ot$ (9).

Se asume que el implante es sólido con su pilar unido y se modela como un único sistema. (preguntar yesid)

Protocolo de carga

El análisis de la simulación del modelo 3D ante las cargas generadas se realizó por medio del software Autodesk simulación Multiphysics 2013.

Se simularon las cargas aplicadas en un incisivo central maxilar por parte de los dientes antagonistas mandibulares en la superficie palatina 3mm debajo del borde incisal. La magnitud de la fuerza establecida para la simulación esta en el rango de los valores promedio de fuerza máxima voluntaria (146,17N) para incisivos centrales superiores reportados en la literatura, la cual será aplicada a una angulacion de 135 grados con respecto al implante (9,11).

Elaboración de la malla y validación del modelo

Con el software Solid Works® se realizo el proceso de mallado y se definieron tres grupos para analizar: a) Pilar híbrido en disilicato de litio; b) Pilar híbrido en zirconio y c) Pilar híbrido en polímero reforzado con nanocerámica.

Se utilizo un elemento sólido tetrahédrico (por que tetrahedrico) y se refino la malla cambiando el tamaño de los elementos para las siguientes partes: Hueso esponjoso, hueso cortical, implante, pilar, tornillo del pilar, mesoestructura, cemento, corona

Se aplicó el método de validación H o indice de sensibilidad (referencia) para refinar la malla aumentando el número de elementos sucesivamente hasta que la distribución de los cambios en los esfuerzos y desplazamientos que se generaron sobre un nodo específico y bajo una condición de carga definida se distribuyeron homogéneamente. La región de la gráfica donde la curva comenzó a estabilizarse indica el número mínimo de elementos que son necesarios para obtener resultados confiables. (grafica con numero de elementos y nodos)

Recolección y análisis de datos

Los datos procesados obtenidos con el software de elementos finitos, van a generar un mapa con una escala de color que mostrará la distribución del stress a través de la corona totalmente cerámica, la mesoestructura fabricada en los diferentes materiales estéticos y el pilar de titanio torqueado al implante oseointegrado al hueso alveolar, lo que permitirá validar el modelo virtual tridimensional desarrollado. Estos esfuerzos estarán representados con valores positivos correspondientes a la tensión máxima (color rojo) y valores negativos correspondientes a la compresión máxima (color azul)

RESULTADOS

Se obtuvo un modelo tridimensional de elementos finitos de una restauración implanto-soportada de un incisivo central superior derecho, el cual estaba compuesto de una corona en disilicato de litio (e.max press) y un pilar híbrido en los materiales disponibles para su fabricación con su base de titanio conectado a un implante dental.

Para probar la aplicabilidad del modelo se generó una malla con 297.600 elementos tetrahédricos y 490.045 nodos con el software de ingeniería asistida por computador Solid Works®.

Las propiedades mecánicas de cada componente del modelo se obtuvieron de referencias primarias buscadas en la literatura científica, los materiales estéticos usados para fabricar la mesoestructura y la corona se les asignaron valores obtenidos en las pruebas mecánicas realizadas. A el implante se le aplicó una restricción de todo movimiento y deformación simulando la continuidad del hueso maxilar y del contacto con los dientes adyacentes en los tres planos del espacio x_{ot} , y_{ot} , z_{ot} , para posteriormente aplicarle una carga de 146,17N en superficie palatina 3mm debajo del borde incisal con una angulación de 135 grados con respecto al implante. Durante la aplicación de las cargas no se presentaron errores

DISCUSIÓN

Los estudios in-vitro que analizan las propiedades biomecánicas de estos pilares, recomiendan realizar investigaciones de análisis de elementos finitos para evaluar el efecto de estos materiales estéticos en la distribución de esfuerzos hacia los tejidos de soporte (1,5).

En este estudio se construyó un modelo numérico tridimensional de un implante oseointegrado Bone Level RC SLA con base de titanio VarioBase (Straumann®) sobre la cual se cementó una mesoestructura personalizada con preparación para corona completa en (a)Disilicato de litio e.max Press® (b) Zirconio (c) Polímero reforzado con nanocerámica, Lava Ultimate. Para una restauración final en disilicato de litio e.Max Press®.

Se seleccionó un incisivo central superior por su ubicación debido a que presenta un componente estético y a que la magnitud de las fuerzas oclusales en esta zona presentan una dirección oblicua. La naturaleza de este tipo de carga se considera la mas nociva aplicada a cualquier rehabilitación en el sector anterior (3).

El modelo es homogéneo, elástico lineal e isotrópico para la mayoría de los materiales (El titanio, el polímero modificado con cerámica, el zirconio y el disilicato de litio) excepto el hueso cortical y esponjoso que fueron considerados como ortotrópicos. Las propiedades mecánicas asignadas a cada elemento que forma el modelo numérico fueron obtenidas después de realizar una extensa búsqueda bibliográfica de fuentes originales. Las propiedades de los materiales estéticos a evaluar se obtuvieron después de realizar pruebas de compresión y flexión de tres puntos para lograr obtener la mayor validez del modelo.

Se decidió realizar un modelo en tres dimensiones por su detalle en la reproducción de los esfuerzos y deformaciones permitiendo un análisis heterogéneo de los elementos de la modelación. Los modelos construidos en 2 dimensiones tienden a sobre simplificar la forma de los objetos y son incapaces de reconstruirlos correctamente, debido posiblemente a la utilización de pocos elementos de forma cubica; además están sujetos a mayores deformaciones, presentan condiciones límites en todas las direcciones y pueden amplificar los esfuerzos en algunas zonas (12). Los modelos construidos en 3D requieren un mayor número de elementos haciéndolos más complejos, adicionalmente reproducen de mejor manera al modelo que se quiere evaluar lo que posibilita un análisis de esfuerzos y deformaciones más detallado(13,14). Representaciones en 2 dimensiones de implantes y estructuras óseas han sido utilizados en estudios previos. Algunos de los cuales fallaron en reconocer las diferencias entre el hueso cortical y trabecular, obteniendo resultados lejos de la situación real, por eso no se pueden usar como una guía útil para el tratamiento con implantes. La representación en 2 dimensiones del implante con el hueso es adoptada basados ya sea en la simetría axial de las cargas o en la geometría (15-17). La mayoría de estos estudios afirman que trasladar la condición clínica a un modelo en 2 dimensiones da una suficiente comprensión del comportamiento del hueso alrededor de implantes, sin embargo el estrés predecido por un modelo en 2 dimensiones es menos preciso, que la información que proporciona el modelo en 3 dimensiones.

El modelado preciso y eficiente puede proveer un entendimiento de la naturaleza compleja de los implantes dentales y el hueso que los rodea. El éxito del modelado depende de la precisión en simular la geometría y estructura de superficie del implante y sus componentes, las características de los materiales, la carga como también la interface biomecánica entre implante y hueso (8). Al transferir la información de un modelo real a uno virtual, el software no identifica la forma real del objeto si no, los números que lo representa en el espacio, por esto la información del objeto que el investigador transfiera al computador durante el proceso de modelado es la parte más crítica del método de elementos finitos, especialmente cuando el objeto a estudiar es un sólido continuo regular. Esto es muy importante a la hora de generar un modelo exacto para poder obtener resultados que puedan predecir fallas en situaciones reales.

Sin embargo en los estudios de las ciencias médicas hay limitaciones por que se quiere predecir resultados en sistemas complejos que no presentan un patrón definido con características que pueden presentar variaciones de individuos, incluso entre zonas del mismo individuo (8). Por eso para este modelo se emplearon las propiedades mecánicas correspondientes a el hueso peri-implantar comúnmente observado en la zona antero-superior (Lekholm y Zarb III) con un porcentaje de oseointegración del 75 y 100%(10). Ya que en muchos de los estudios de elementos finitos utilizan modelos simplificados sin tener en cuenta la ubicación, el tipo de hueso y el grado de oseointegración del implante a evaluar.

Se ha visto que el patrón de las roscas y el diseño externo del implante influyen considerablemente el estrés en el hueso peri-implantar (18-20). el tipo de conexión entre el pilar y el implante también resulta en diferentes patrones de tensión (21,22). Por esto lo ideal sería trabajar con modelos CAD o dibujos de ingeniería suministrados por el fabricante, lo cual asegurará la precisión del diseño y proveer un ahorro sustancial en tiempos y recursos, sin embargo esto no ocurre frecuentemente por secretos industriales que las compañías no revelan. Al realizar el corte sagital del modelo completo, se obtienen imágenes a escala y con la suficiente precisión debido a que se tomaron con esteromicroscopio y microscopio. Con esta información, se realizan mediciones de todos los componentes de el modelo, posteriormente estas imágenes se procesan en el

software CAD para realizar una modelación tridimensional. Este etapa consume gran cantidad tiempo ya que se debe ser lo mas preciso posible y la comunicación entre los ingenieros y odontólogos debe ser clara para lograr los objetivos propuestos.

El modelo del el implante se probó en el software XXXXXXXX, donde no se identificaron errores durante la simulación. Esto permitirá realizar futuros estudios de elementos finitos que pueden evaluar el comportamiento de cada uno de los componentes o de todo el sistema ante diferentes situaciones que se puedan presentar en la practica clinica

CONCLUSIONES

La metodología desarrollada generó un modelo tridimensional virtual de una restauración implanto soportada compuesta por una corona cerámica en disilicato de litio e.max Press® y un pilar híbrido fabricado en tres materiales estéticos diferentes conectado a un implante Bone Level RC (Straumann®). Este modelo puede ser aplicado en diferentes simulaciones de elementos finitos, para mirar el comportamiento biomecánico de cada componente del sistema, ante diferentes situaciones clínicas.

Agradecimiento.

REFERENCIAS

ANEXOS

1. Magne P, Magne P, Paranhos MPG, Paranhos MPG, Burnett LH Jr, Burnett LH Jr, et al. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. *Clinical Oral Implants Research*. [Online] 2010;22(2): 195. 200. Available from: doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02012.x
2. Magne P, Magne M, Jovanovic SA. An esthetic solution for single-implant restorations . type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. [Online] 2008;99(1): 2. 7. Available from: doi:10.1016/S0022-3913(07)00313-7
3. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clinical Oral Implants Research*. [Online] 2007;18(5): 569. 574. Available from: doi:10.1111/j.1600-0501.2007.01391.x
4. Stimmelmayer M, Sagerer S, Erdelt K, Beuer F. In Vitro Fatigue and Fracture Strength Testing of One-Piece Zirconia Implant Abutments and Zirconia Implant Abutments Connected to Titanium Cores. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. [Online] 2013;28(2): 488.493. Available from: doi:10.11607/jomi.2772
5. Magne P, Oderich E, Boff LL, Cardoso AC, Belser UC. Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clinical Oral Implants Research*. [Online] 2011;22(11): 1275. 1281. Available from: doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02103.x
6. Andriani WW, Andriani WW, Suzuki MM, Suzuki MM, Bonfante EAE, Bonfante EAE, et al. Mechanical testing of indirect composite materials directly applied on

- implant abutments. *Journal of Adhesive Dentistry*. [Online] 2010;12(4): 311. 317. Available from: doi:10.3290/j.jad.a17710
7. Carvalho Silva G, Pereira Cornacchia TM, Barbosa de Las Casas E, Silami de Magalhães C, Moreira AN. A Method for Obtaining a Three-Dimensional Geometric Model of Dental Implants for Analysis via the Finite Element Method. *Implant dentistry*. [Online] 2013;22(3): 309. 314. Available from: doi:10.1097/ID.0b013e318288d548
 8. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. [Online] 2006;9(4): 257. 270. Available from: doi:10.1080/10255840600837074
 9. Sadrimanesh R, Siadat H, Sadr-Eshkevari P, Monzavi A, Maurer P, Rashad A. Alveolar Bone Stress Around Implants With Different Abutment Angulation. *Implant dentistry*. [Online] 2012;21(3): 196. 201. Available from: doi:10.1097/ID.0b013e31824c302e
 10. Kurniawan D, Nor FM, Lee HY, Lim JY. Finite element analysis of bone. implant biomechanics: refinement through featuring various osseointegration conditions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*. [Online] International Association of Oral and Maxillofacial Surgery; 2012;41(9): 1090. 1096. Available from: doi:10.1016/j.ijom.2011.12.026
 11. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation*. 2004;31(1): 18. 22.
 12. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1996;75(2): 140. 147.
 13. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. [Online] 2002;23(13): 2667. 2682. Available from: doi:10.1016/S0142-9612(01)00407-0
 14. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *Journal of Endodontics*. [Online] 1995;21(7): 362. 367. Available from: doi:10.1016/S0099-2399(06)80971-4
 15. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;62(2): 166. 172.
 16. Fusayama T, Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. *Journal of Dental Research*. 1969;48(3): 452. 460.
 17. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;68(3): 421. 427.
 18. Lee JS, Cho IH, Kim YS, Heo SJ. Bone-implant interface with simulated insertion stress around an immediately loaded dental implant in the anterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. *International journal of* . 2011.
 19. Degerliyurt K, Simsek B, Erkmén E, Eser A. Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional

- finite element analysis. *YMOE*. [Online] Elsevier Inc; 2010;110(2): e1. e11. Available from: doi:10.1016/j.tripleo.2010.03.029
20. Ao J, Li T, Liu Y, Ding Y, Wu G, Hu K, et al. Computers in Biology and Medicine. *Computers in Biology and Medicine*. [Online] Elsevier; 2010;40(8): 681. 686. Available from: doi:10.1016/j.combiomed.2009.10.007
 21. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, et al. Influence of Implant Connection Type on the Biomechanical Environment of Immediately Placed Implants - CT-Based Nonlinear, Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. [Online] 2009. Available from: doi:10.1111/j.1708-8208.2009.00155.x
 22. Gurgel-Juarez NC, de Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, de Vargas LCM, et al. Regular and Platform Switching: Bone Stress Analysis Varying Implant Type. *Journal of Prosthodontics*. [Online] 2012;21(3): 160. 166. Available from: doi:10.1111/j.1532-849X.2011.00801.x