

Modelo de transmisión de carga y distribución de energía de deformación de implantes basales antes y después de la curación en la mandíbula humana.

Sigmar Kopp^{1*}, Jiri Kuselka², Tomas Goldmann², Lucie Himmlova³ y Stefan Ihde⁴

1 Niklotstrasse 39, Guestrow, Alemania

2 Universidad Técnica Checa en Praga, Laboratorio de Biomecánica del Departamento de Mecánica, Biomecánica y Mecánica de la Facultad de Ingeniería Mecánica, Praga, República Checa

3 Instituto de Investigación Dental 1 de la Facultad de Medicina de la Universidad Carolina y el General Medical Hospital, Praga, República Checa

4 Lindenstrasse 68, Uetliburg, Suiza

RESUMEN:

El propósito de este estudio fue presentar la cantidad y distribución de: presión, stress y energía de deformación cuando los implantes basales en el maxilar inferior son restaurados con un puente que se carga en dos diferentes fases de cicatrización ósea. Las propiedades de la geometría y el tipo material de la mandíbula se obtuvieron de la tomografía computarizada de una mandíbula humana.

El tipo de material utilizado en este estudio define al hueso como un material isótropo elástico lineal no homogéneo.

Los músculos maseteros temporales se consideraron como conexiones rígidas entre los huesos en típicas posiciones y direcciones. Se simuló el eje de rotación de la articulación temporomandibular. Se asumió una fuerza de carga de 450 N en el medio, entre el implante molar izquierdo y el implante canino izquierdo. En un hueso recién operado, la energía de deformación total es un 30% superior a un hueso sano, debido a la energía de absorción en áreas de hueso blando. Aproximadamente el 90% de la energía de deformación es absorbido por el hueso, independientemente del estado de curación del mismo. La inmediata rigidez del implante distribuye las fuerzas. Para hacer frente a estas energías, la necesidad de una reducción de las fuerzas de masticación total o el uso de implantes adicionales para la distribución de la fuerza debe ser considerado individualmente

Nota: curación ósea; energía de deformación; implantología dental; análisis de elementos finitos (FEA)

INTRODUCCIÓN:

El análisis de elementos finitos (FEA o FEM) es una herramienta útil en la medicina dental para predecir el estrés sobre los materiales. La predicción de eventos, así como la reevaluación de fenómenos médicos conocidos puede ayudar a mejorar los métodos y materiales. Como los implantes dentales puede cargarse inmediatamente con construcciones protésicas, se necesitan cálculos específicos. Se han

establecido los modelos FEM adecuados, para describir la distribución de las tensiones dentro de los implantes y en la interfase con el hueso. La distribución de la energía de deformación entre hueso, implantes y especialmente el puente del hueso cargado y cicatrizado nunca ha sido investigado. Se investiga un modelo realista de FEM de una mandíbula humana con cuatro implantes conectados por un puente. En investigaciones anteriores se ha utilizado un modelo simple para determinar las tensiones dentro de los implantes basales y en la interfase con el hueso adyacente a los mismos. [8-10].

El propósito del presente estudio era calcular la cantidad y distribución de presión, estrés y energía de deformación cuando se carga el implante basal en la mandíbula en dos diferentes etapas de cicatrización ósea. Para que los buenos resultados probados clínicamente en implantes de carga inmediata fueran apoyados por hechos biomecánicos. La hipótesis fue que las energías de deformación en un escenario de carga inmediata pueden ser mayores en el hueso curado que en el hueso blando alrededor de los implantes recién insertados. Por lo tanto, la estabilidad primaria mejorada mediante la aplicación temprana de un puente en lugar de la no ferulización externa, podría conducir a un correcto aparato de la ley de Wolff, a la cantidad correcta de fuerzas de estimulación de la remodelación ósea y a la distribución de la energía de deformación en todo el sistema previniendo los fracasos.

MATERIALES Y MÉTODOS:

La geometría del modelo de FEA de la mandíbula se obtuvo de la tomografía computarizada de una mandíbula humana (desdentado, femenino, 73 años de edad). [5, 6, 18] la resolución de las exploraciones de CT son 512 x 512 píxeles, donde el tamaño de píxel es 0,414 mm. El incremento del sector fue de 0,5 mm. De la exploración CT, fueron evaluadas la distribución natural entre hueso cortical, esponjosos y el grado de mineralización dentro de la mandíbula para integrarlos en un modelo FEM. El hueso fue modelado por 25 diferentes materiales con relación al coeficiente de poisson (es la constante que

relaciona el módulo de rigidez $\mu=0.32$ para todos los módulos lineales de Young, modificando correspondientemente desde 1 GPa (1er material) a 19.5 GPa (material 25), encontrando valores experimentales para el hueso cortical entre $E=4.9\pm 1.1$ GPa y $E=20.9\pm 1.7$ GPa [17,19]. Estos rangos simulaban espacios vacíos, espongiosis, así como hueso cortical por propiedades de suma diferente en lugar de simular su estructura trabecular [5]. Las áreas de hueso blando deben representar la fuerza inducida (por microcrack), activación y orientación de osteonas secundarias, donde principalmente tiene lugar un ablandamiento del tejido duro vía osteoclastos activados inmediatamente después de la colocación de implantes [4]. La malla de la mandíbula fue creada en el sistema de equipo ABAQUS 6.7-3 por el tipo de elemento C3D4 [1]. En este estudio el hueso se definió como un material heterogéneo, isótropo elástico lineal (Figura 1). El material del implante (titanio de grado 2; $E = 105$ GPa; $\mu = 0.37$; fuerza de rendimiento = 320MPa) se considera elástico lineal. La mejoría de este modelo en comparación con modelos anteriores es la inclusión de los músculos. Estos músculos maseteros temporales se consideraron como conexiones rígidas entre los huesos en la típica posición y dirección (línea de punto azul en la figura 2). En el eje de rotación (línea amarilla en la figura 2) se simuló la articulación temporomandibular. La fuerza de carga y las condiciones de límite se muestran en la figura 2. Se asumió una típica situación estratégica de implante para un puente circular con cuatro implantes basales. Se colocaron implantes de una lámina (tipo: BOI® BAST 9/16 H6 por Dr. Ihde Dental AG, Uetliburg, Suiza) en las áreas de los segundos molares, mientras que las regiones caninas se equiparon con implantes de triple lámina (BOI® BBBS 7 h 6) [7].

Todos los implantes tienen el pilar como parte integral del implante, lo que significa un diseño en una sola pieza. Los implantes alcanzaron corticales al menos con una placa base [8,9].

Todos los implantes estaban conectados rígidamente por un puente rectangular (aleación de CoCrMo; $E = 194$ GPa; $\mu = 0.3$) el cual fue considerado elástico lineal. La dimensión del puente fue 4 mm de altura x 2,5 mm ancho. Se tomaron las propiedades de la aleación de CoCrMo Ihdent alloy K (Ihde Dental AG, Uetliburg, Suiza; límite elástico = 570MPa). El modelo basado en la ferulización de los implantes con un puente circular, sigue siendo más elástico que los implantes con un núcleo de puente. Se asume que la fuerza de carga de 450N se localiza en el medio entre el implante molar izquierdo y el canino izquierdo, y orientada en dirección vertical (figura 2). El proceso de curación fue investigado en dos etapas: (1) como hueso completamente sanado y remineralizado: el grado escaneado de mineralización fue asumido para la mandíbula entera. Para este caso "Duro" fue asumido como definiciones de contacto (2): Una fase temprana de



Figura 1 Propiedades del material del hueso de la tomografía. El gris oscuro corresponde al módulo más alto.



Figura 2 Modelo de mandíbula con implantes, puente y con músculos marcados, condiciones de contorno y fuerza de carga.

curación ósea, con una capa de 2 mm de grosor de hueso más suave alrededor de las superficies de los implantes y un grado allí presente de mineralización más bajo (módulo de estructura = 1.0 GPa). Sin embargo se asumió como "Duro" las definiciones de contactos entre implante y hueso.

RESULTADOS:

La distribución de la tensión fue calculada para todo el modelo. Las magnitudes de tensión de Von Mises en los implantes, el puente y la mandíbula fueron calculados para ambos casos y en comparación con sus límites. Para un hueso cortical, la tensión máxima de carga repetitiva es de 105MPa que fue elegida como el límite de capacidad de carga [2]. Los límites para el puente y los implantes son sus fortalezas de producción (570 MPa y 320MPa, respectivamente).

Los valores más altos (tensión) de Von Mises en la mandíbula no exceden en ambos casos de 105 MPa, los valores más altos son de alrededor 50MPa. En el "escenario de un hueso curado", la tensión se concentra alrededor de los ejes de los implantes en el lado cargado. En el "escenario de hueso recién operado", la tensión está concentrada en el hueso cortical cercano a una capa de 2 mm de espesor con baja mineralización (figura 3).

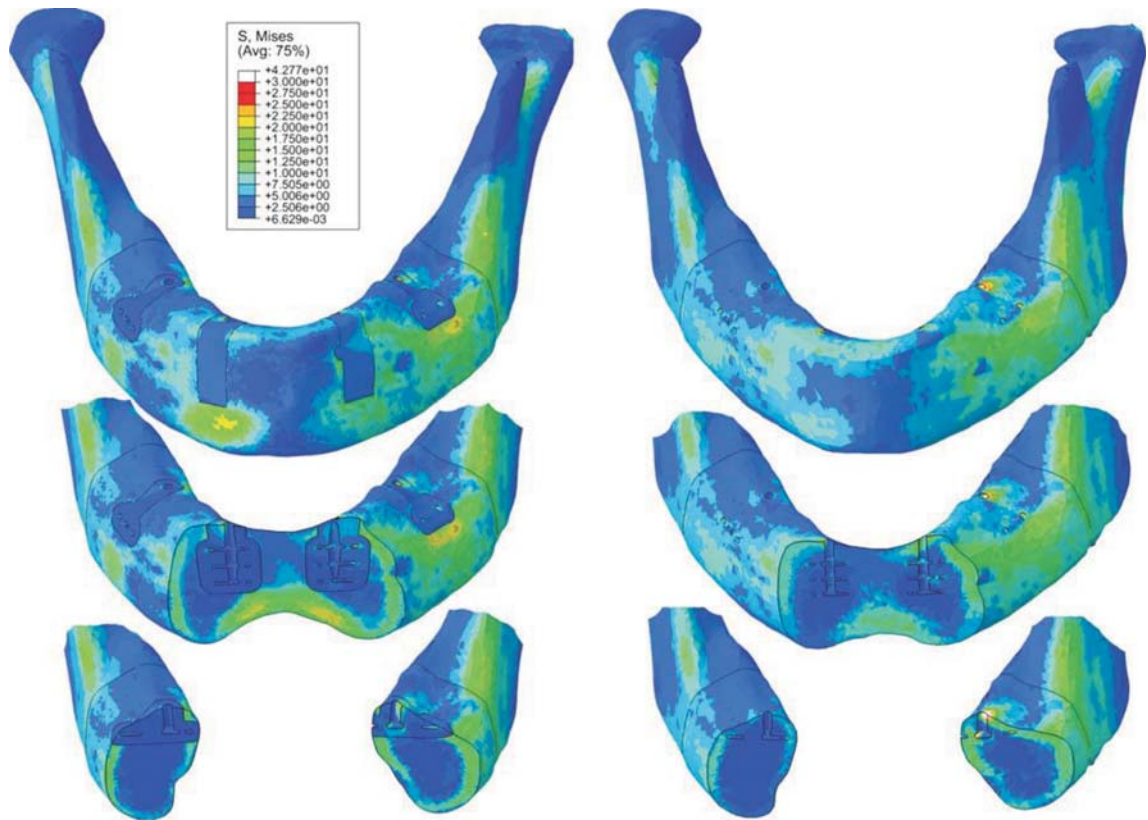


Figura 3 Contornos de estrés de Von Mises. Recopilación de la mandíbula entera y secciones transversales verticales a través de la mandíbula en el área de los implantes. Recientemente operado a la izquierda, hueso sano a la derecha.

La figura 4 muestra contornos de estrés Von Mises en implantes para ambos escenarios. Los implantes en el lado sin carga, llevan cierta cantidad de carga. Sin embargo, los implantes del lado cargado llevan la mayoría de la carga. El valor máximo alcanzado del límite de tensión de rendimiento en el eje del implante de una lámina se da en el escenario del hueso recién operado. Sin embargo, el volumen de material que excede este límite es muy bajo y puede esperarse un ajuste elástico. Los valores más altos de estrés de Von Mises en el puente son aproximadamente 160 MPa para ambos casos el cual está bajo el límite de seguridad. La parte más cargada del puente está situada en el punto de carga.

Para cuantificar la diferencia entre escenarios, la energía de deformación se calculó tanto para el conjunto del modelo como para los componentes.

En el lado sin carga la disminución de energía de deformación durante el tiempo de curación es mayor que en el lado cargado incluso si los valores absolutos son muy bajos (figura 5). En un hueso recién operado, la energía de deformación total es un 30% superior que en un hueso curado (figura 6). El aumento de la energía de deformación se ha observado en todos los componentes analizados.

La tensión y la deformación de la energía absorbida por los implantes es siempre más alta en el lado con carga que en el lado sin carga (figura 4-6). Aunque se suponía carga unilateral, el puente casi rígido llevó a un cambio de las fuerzas de la masticación hacia el

lado descargado, incluso con una pequeña absorción de energía de deformación (5.3-6.3 MJ) en el puente en sí (figuras 5 y 6). La tensión máxima dentro del núcleo de puente fue ubicada en el lado cargado entre los dos implantes adyacentes y en realidad casi no hay diferencia entre los escenarios (figura 4).

DISCUSIÓN:

Un modelo FEA considerando una integración gradual de los implantes dentales basales distingue cinco etapas separadas (1-5), así se ha descrito en la literatura [10]. El cálculo actual representa las etapas 2 y 5 del proceso de curación del hueso citado [10]. El modelo FEA mejorado y las definiciones de contactos utilizadas aquí son más realistas. Además, se asume que el hueso alrededor de los implantes tiene menos rigidez en comparación con el resto de la mandíbula, lo cual es más razonable y mejor. Mediante la definición de contacto «NORMAL», el hueso proporciona una resistencia considerable. En comparación con otros modelos FEA este es más avanzado, porque se consideran inserciones musculares, y la carga a través de un puente que realiza la ferulización [9].

Los resultados de esta evaluación muestran la dependencia de las energías de deformación total del estado de cicatrización ósea. La energía de deformación total en caso de carga inmediata es un 30% más alta que en hueso curado con carga. Para hacer frente a estas energías, se debe considerar la necesidad de una reducción de las fuerzas de masticación totales o el uso de implantes adicionales



Figura 4 Contornos de estrés de Von Mises en todos los implantes. Recién operado a la izquierda, hueso sano a la derecha.

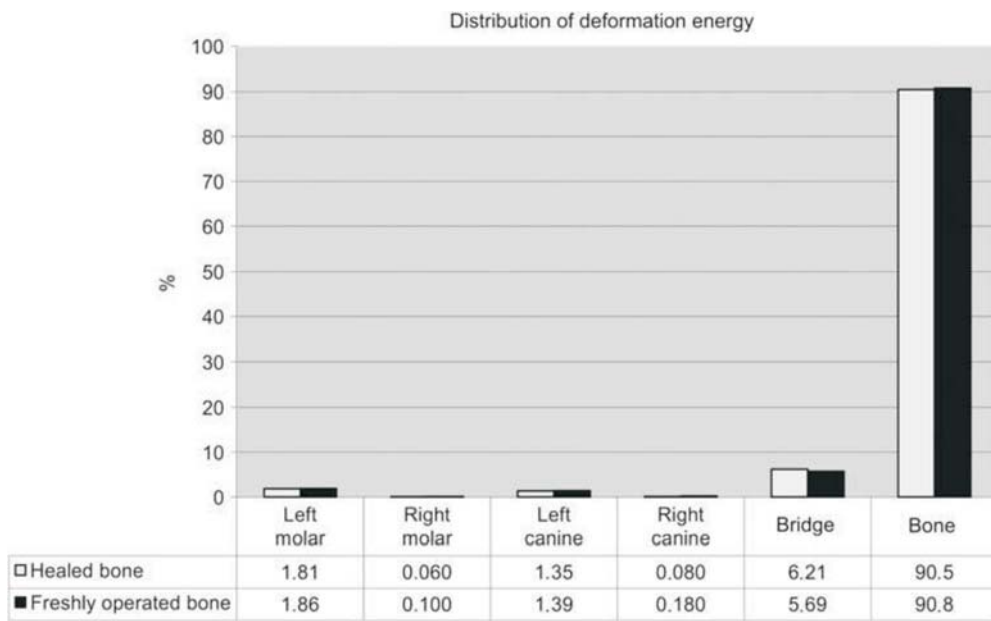


Figura 5 Energía de deformación absoluta estratificada por estado de curación y componentes.

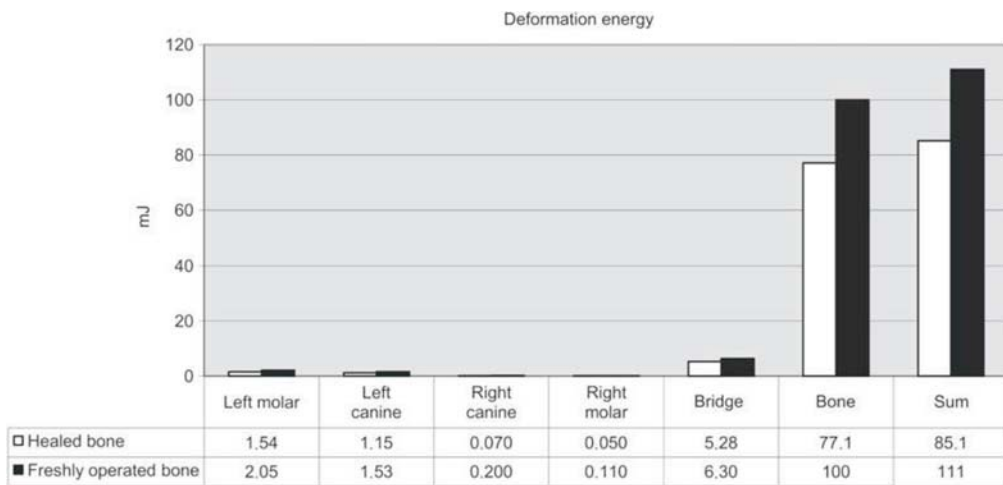


Figura 6 Distribución de deformación relativa de la energía estratificada por estado de curación y componentes.

individualmente. Los límites de energías de deformación que probablemente dificultan la formación de tejido duro e inducen la formación de tejido blando deben ser evaluadas implícita y clínicamente en modelos futuros.

El mejor desempeño de implante de carga inmediata se encontró en un procedimiento FEA de dos etapas [14].

Los implantes en el lado no cargado de la mandíbula están doblados y el hueso de este lado se somete al estrés durante la masticación. Así por implante externo ferulizado, la carga y los picos de energía se distribuyen en todo el sistema y la absorción de energía tiene lugar en todos los componentes participantes.

La absorción de energía en el puente es alrededor de tres veces más alta que en los implantes en sí (5.3-6.3 mJ), lo que probablemente ayuda a reducir los picos de sobrecargas en el hueso. La mayor proporción de energía de deformación (aprox. 90%) se canaliza a través de las piezas de metal (puente e implantes) hasta el hueso y tiene que ser absorbida aquí independientemente de su estado de curación. El número absoluto disminuyó de 100 mJ después de la implantación hasta 77 mJ en el remodelado óseo. Incluso aunque no existen límites absolutos en la aceptación de la energía, esta se encuentra en la literatura, la experiencia clínica prueba la aceptación de esta constelación por el hueso humano [11-13]. Las a menudo realizadas pero no calculadas aquí construcciones "All on Four" (puente de arco completo sobre cuatro implantes) con implantes correctamente colocados en alvéolos frescos post-extracción (colocación de implante inmediato) clínicamente no llevó a ningún aumento significativo de la tasa de fracaso en comparación con la colocación de implantes diferidos o uso primario de más de cuatro implantes (Figura 7) [12]. Los Valores absolutos de los límites de absorción de energía de deformación en el hueso deberían realizarse in vitro en más evaluaciones.

Estos resultados generalmente no pueden ser transferidos a los implantes dentales crestaes (es decir, tornillos), porque estos implantes difieren en el diseño y utilizan diferentes zonas del hueso para la transmisión de las cargas. Estos resultados sólo son válidos para los casos donde todos los implantes son insertados al mismo tiempo. Si sólo se agregan varios implantes o si por ejemplo, por extracciones anteriores el estado de curación de la mandíbula no es uniforme en toda la parte horizontal, la resistencia de alguna zona puede diferir considerablemente.

Estos resultados no pueden ser generalizados para casos de extrema atrofia mandibular, donde la estructura de la mandíbula consta solamente de hueso



Figura 7 Vista panorámica de una mandíbula equipada con cuatro implantes basales y puente fijo inmediato 5 años post-

cortical [11, 12,15]. Independientemente del estado de curación, el 90% de la energía de deformación resultó ser en el hueso del modelo realizado. De hecho la distribución de la energía de deformación entre el puente y los implantes fue casi el mismo en ambos escenarios. Estudios futuros deberían mostrar si se trata de una relación constante de dichos sistemas o si con un mayor o menor número de implantes difieren las proporciones de tensión y energías de deformación.

CONCLUSIÓN:

Aproximadamente el 90% de la energía de deformación en construcciones mandibulares sobre cuatro implantes basales es absorbido por el hueso, independientemente del estado de curación del mismo.

Se estableció que la distribución y absorción de la energía de deformación reduce y distribuye principalmente las fuerzas a los implantes adyacentes, incluso si hay deformaciones en todo el puente y en implantes remotos. Esto indica de inmediato que el implante externo ferulizado por un puente circular ocasiona una distribución y disminución de la tensión y de la energía de deformación, incluso con una entrada alta de fuerza oclusal unilateral (450N) dentro del polígono de apoyo marcado por los implantes [3]. Sin embargo los implantes adicionales ferulizados, pueden conducir a reducir deformaciones en la interfase hueso-implante, porque estará disponible más superficie de la interfase implante-hueso. Esto también podría reducir la susceptibilidad del sistema contra las fuerzas laterales de masticación. El implante inmediato cargado con ferulización externa es útil en la ley de Wolf para las fuerzas guiadas de remodelación ósea y no tiene ninguna influencia sobre la fracción de la energía de deformación que será absorbida por el hueso, que es aproximadamente 90% durante todo el proceso de curación.

Agradecimientos

Este proyecto fue financiado por el proyecto del Ministerio de Educación Checa No. MSM 6840770012 y por la Fundación Internacional de implantes (www.implantfoundation.org).

Referencias

- [1] ManualAvaqus: www.ABAQUS.com
- [2] Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, fue TM. Comparación de las propiedades elásticas y rendimiento de tejido humano hueso trabecular y cortical femoral. *J Biomech* 2004; 37: 27-35.
- [3] Brunski JB. Factores biomecánicas que afectan a la interfaz de implantes dentales del hueso. *Clin Mater* 1992; 10: 153-201.
- [4] Frost HM. adaptaciones estructurales de esqueleto para uso mecánico (SATMU): 2. Ley de Wolff redefinición: el problema de la remodelación. *Anat Rec* 1990; 226: 414-422.
- [5] Genrange T, Mai R, Weingaertner J, et al. Representación de elementos finitos de hueso sustituto de remodelación en el hueso de la mandíbula. *Biomed Tech (Berl)* 2008; 53: 229-223.
- [6] G Giebel, K Mildenstein, Reumann K. Computer-aided manufacturing modelos de huesos de tomografía por computadora y datos para uso en cirugía ortopédica. *Biomed Tech (Berl)* 1985; 30: 111-114.
- [7] Goldmann T, Ihde S, Kuzelka J, Himmlova L. Bendable vs angulados de implantes dentales: examen de las propiedades del material elásticas y plásticas basado en experimental implante datos materiales y FEA. *Biomed Pap Med Fac Univ de República Checa Palacky Olomouc* 2008; 152: 309-316.
- [8] Ihde S. principios de BOI. 1ª ed. Heidelberg: Springer 2005.
- [9] Ihde S, Golmann T, L Himmlova, Aleksic Z. El uso del análisis de elementos finitos para modelar contacto hueso-implante con implantes basales. *Oral Surg oral Med oral Pathol oral Radiol Endod* 2008; 106: 39-48.
- [10] Ihde S, T Goldmann, Himmlova L, Aleksic Z, Kuzelka J. aplicación de las definiciones de contacto calculadas por FEA para describir el proceso de cicatrización de los implantes basales. *Biomed Pap Med Univ Fac Palacky de Olomouc República Checa* 2008, 152: 169-173.
- [11] S. Kopp "All on four"-implantes basales como base sólida para puentes circulares en pacientes de alto riesgo periodontales. *CMF Impl Dic* 2007, 2: 105-108
- [12] Kopp S, W. Kopp Comparación de los implantes inmediatos basales versus implantes basales tardío. *Maxillofac J Oral Surg* 2008; 7: 116-122.
- [13] Kopp S, Bienengraber V, S. Ihde implantes basales como base sólida para la carga inmediata puentes de arco completo. *Dental Fórum* 2009, 37: 51-60.
- [14] Lenz J, Q Rong, K Schweizerhof, HJ Schindler, D. Riediger FE-simulación de modelado de hueso alrededor de un implante en la mandíbula en dos etapas frente a la implantación de una etapa. *Biomed Tech (Berl)* 2002, 47 (Suppl 1): 298-301.
- [15] Roberts NOSOTROS, RK Smith, Y Zilberman, PG Mozsary, Smith RS. Adaptación ósea a una carga continua de la rigidez de los implantes endo-óseos. *Am J Orthod* 1984, 86: 95-111.
- [16] Ruedi TP, Murphy WM. AO principios de la gestión de fractura. Stuttgart / Nueva York: Thieme 2001.
- [17] Tamatzu Y. Una medición local del módulo de elasticidad del hueso bucal compacto de la mandíbula humana. *Jpn J Oral Biol.* 1994; 36: 306-329.
- [18] Seifert S, Dillmann R. [modelado biomecánica de la columna vertebral cervical en la base de datos de tomografía]. *Biomed Tech (Berl)* 2007, 52: 337-345.
- [19] Vollmer D, Haase A, Bourauel C. [Semi-automático de generación de mallas de elementos finitos para las preparaciones dentales]. *Biomed Tech (Berl)* 2000, 45: 62-69.