

Evaluación de factores biomecánicos de abutments protésicos definitivos de los sistemas de implantes dentales

Evaluation of biomechanical factors of definitive prosthetic abutments of dental implant systems

Wendy Katherine Guerrero Sierra: Odontóloga, Estudiante Posgrado de Periodoncia, Pontificia Universidad Javeriana. guerrerow@javeriana.edu.co

Laura Catalina Jacome Arévalo: Odontóloga, Estudiante Posgrado de Periodoncia Pontificia Universidad Javeriana. jacomel@javeriana.edu.co

Adriana Rodríguez-Ciodaro: Bacterióloga, Magíster en Microbiología, Profesora Asociada, Facultad de Odontología, Pontificia Universidad Javeriana, arodrig@javeriana.edu.co

Ricardo Ernesto Dueñas Villamil: Odontólogo, Periodoncista, Magíster en Microbiología. Profesor asistente, Centro de Investigaciones Odontológicas, Facultad de Odontología, Pontificia Universidad Javeriana. reduenas@javeriana.edu.co

Leonardo Vargas Rico: Odontólogo, Periodoncista, Universidad Nacional de Colombia. Profesor asistente, Facultad de Odontología, Pontificia Universidad Javeriana. vargas-leonardo@javeriana.edu.co

Agradecimientos:

Un especial agradecimiento por la instrucción, asesoría y apoyo, en el uso de los equipos y colaboración para el desarrollo de este trabajo al Dr. Henry Alberto Méndez Pinzón: Coordinador departamento de física- Pontificia Universidad Javeriana y Dr. Jorge Alberto Bedoya Serna: Coordinador Posgrado de Rehabilitación Oral- Pontificia Universidad Javeriana

Resumen

Antecedentes: Múltiples factores como diseño, tipo de material, módulo elástico y deformación relativa de los implantes, repercuten en el desgaste de las superficies (implante-hueso e implante-pilar definitivo) por el tiempo de uso, lo que genera la aparición de enfermedades peri-implantares.

Objetivo: En este trabajo se evaluaron *in vitro*, las características biomecánicas módulo y límite elásticos, así como la deformación relativa en 11 modelos de implantes, de 7 casas comerciales: Zimmer®, Straumann®, Ankylos®, Tiologic®, BioHorizons®, Mis® e Imeti®. **Métodos:** Los modelos fueron acoplados a un soporte de resina epóxica en forma de T y se le aplicó un gradiente de carga oblicua hasta 100 Nw. **Resultados:** A través de análisis de regresión lineal y no paramétricas (test de Mann-Whitney), se observó que los modelos Zimmer®, Zimmer 3i® y Mis C1® presentaban mayor módulo elástico (169, 144 y 144 Nw/mm, respectivamente), siendo menor para el modelo Imeti® (102 Nw/mm). Se obtuvo una menor mediana en el modelo Zimmer® (0,10), así como el menor rango del índice de deformación relativa al compararse con los otros modelos, seguido de BioHorizons Tissue level® (0,12), Mis C1® (0,12) y Mis Seven® (0,11).

Conclusiones: Cambios puntuales como un mayor módulo elástico y menor deformación relativa se encontraron para ambos modelos de la casa comercial Zimmer® y Mis C1®, contrario a los encontrados en los modelos Mis Seven® e Imeti®, cuyos valores para estos últimos, fueron

menores en el módulo elástico, en conjunto con una mayor elongación elástica, mayor índice y rango de deformación relativa.

Palabras clave: Biomecánica; Implantes; Microdeformaciones; Pilar definitivo

Áreas temáticas: Prostodoncia; Implantología

Evaluation of biomechanical factors of definitive prosthetic abutments of dental implant systems

Abstract

Background: Multiple factors such as design, type of material, elastic modulus, and relative deformation of the implants, affect the wear of the surfaces (implant-bone and implant-abutment) due to the time of use, leading to the appearance of peri-implant diseases. **Purpose:** In this work, biomechanical characteristics were evaluated in vitro: elastic modulus and limit, as well as relative deformation in 11 implant models, from 7 commercial houses: Zimmer®, Straumann®, Ankylos®, Tiologic®, BioHorizons®, Mis® and Imeti®. **Methods:** The models were attached to a T-shaped epoxy resin support and an oblique load gradient was applied up to 100 Nw. **Results:** Through linear and non-parametric regression analysis (Mann-Whitney test), it was observed that the Zimmer®, Zimmer 3i®, and Mis C1® models had a higher elastic modulus (169, 144, and 144 Nw/mm, respectively), being lower for the Imeti® model (102 Nw/mm). A lower median was obtained in the Zimmer® model (0.10), as well as the lowest relative strain index range when compared to the other models, followed by BioHorizons Tissue level® (0.12), Mis C1® (0.12), and Mis Seven® (0.11). **Conclusions:** Punctual changes such as a higher elastic modulus and lower relative deformation were found for both models from the commercial house Zimmer® and Mis C1®, contrary to those found in the Mis Seven® and Imeti® models, whose values for the latter, were lower in the elastic modulus, together with a higher elastic elongation, higher index, and range of relative strain.

Keywords: Abutments; Biomechanics; Implants; Micro deformations.

Thematic areas: Prosthodontics; Implantology

INTRODUCCION

El uso de implantes dentales es uno de los principales procedimientos para la rehabilitación funcional y estética para el remplazo de dientes faltantes en el campo de la prostodoncia (1). A pesar de que los implantes poseen una tasa de supervivencia superior a 95% y 93% después de 5 y 10 años respectivamente, existen múltiples factores de riesgo mecánicos que contribuyen a la incidencia de problemas en la pérdida progresiva de hueso marginal y enfermedades peri-implantares como la peri-implantitis y la mucositis peri-implantar (2). Este tipo de pérdida ósea puede verse influida por infección del tejido peri-implantar, la falta de combinación entre el accesorio y el implante, el trauma quirúrgico y los factores biomecánicos relacionados con la carga oclusal (3).

Para que ocurra una oseointegración adecuada del implante (conexión estructural y funcional directa entre el hueso vivo y la superficie del implante artificial) capaz de soportar la carga (4), implica la formación de hueso nuevo sobre la superficie del implante sin crecimiento de tejido fibroso (5). Para ello es necesario que el paciente presente un metabolismo óseo normal, que permita un recambio del mismo, dependiente de la acción controlada de los osteoblastos y

osteoclastos. Una oseointegración exitosa requiere la neoformación de hueso en delicado equilibrio dentro del proceso normal de recambio óseo, que implica tanto la formación de hueso, mediado por citocinas y por factores de crecimiento por parte de los osteoblastos como su degradación por los osteoclastos (4,6). La diferenciación de las células madre mesenquimales (MSCs por su sigla en inglés) conllevan a la formación de osteoblastos, fibroblastos, adipocitos, condroblastos o miocitos (6).

Debido a que la carga por la acción de fuerzas masticatorias o de movimientos oclusales normales o paranormales como los que ocurren en el bruxismo se transferirá a los implantes y posteriormente al hueso, se puede afectar la oseointegración del implante (7,8), ocasionando que la maduración de los pre-osteoblastos en vez de diferenciarse a osteoblastos, como ocurre en la oseointegración, origine fibroblastos (4,9–11). La biomecánica de la prótesis implantada soportada juega un papel importante en la longevidad del hueso alrededor de los implantes dentales (8).

En relación con la biomecánica, la ley de Wolff postula que el hueso puede remodelarse en respuesta a las fuerzas aplicadas durante su función normal, modificando su estructura interna y externa, lo que genera un cambio de forma y densidad (12,13). Asimismo, cuando dos materiales con diferentes módulos elásticos (como hueso versus implante) se ponen en contacto y uno está sujeto a una carga, la mayor tensión se localiza en el primer punto de contacto entre los materiales; en el caso de los implantes dentales, este punto es la cresta ósea marginal (14,15).

Adicionalmente, la Ley de Hooke establece que la deformación de un material depende de su módulo elástico y de la tensión que experimenta. Un mayor módulo elástico da como resultado una menor deformación; así, en el sistema hueso-implante, es el hueso el que tiende a sufrir mayores deformaciones (16). Por lo tanto, para prevenir la pérdida de hueso marginal peri-implantario es necesario controlar los factores que influyen en la transferencia de carga oclusal a la interfaz hueso-implante, como son el módulo elástico y la deformación relativa del implante, derivada de los materiales y la estructura del sistema, además de un factor mecánico adicional que puede afectar la estabilidad primaria del implante, como el valor del torque de inserción (ITV por sus siglas en inglés) (11,17,18).

Reportes indican que factores como el aflojamiento del pilar definitivo, fracturas estructurales, pérdida de retención y de hueso marginal alrededor del cuello de los implantes, es debido a la magnitud y dirección de la carga masticatoria (19,20). Adicionalmente, otros factores como imperfecciones de fabricación del implante, el tipo de sistema utilizado (cónico, recto, angulado, etc.), el torque con el que se ajusta el tornillo pasante (11,19,21,22), el tipo de material del implante y del pilar definitivo (23), pueden presentar microdeformaciones (16) y microespacios en la interfaz implante-pilar definitivo, los cuales podrían generar micromovimiento. Aunque estos últimos factores son menos lesivos para el éxito del implante, pueden causar microfiltración y penetración de bacterias, así como generar un daño mecánico (19), que más allá de comprometer la oseointegración, el implante se carga y se torcea a mediano y largo plazo, aun cuando la oseointegración allá pasado por un proceso exitoso, conllevando a la aparición y progresión de enfermedades peri-implantares.

Actualmente en el mercado existe una amplia gama de sistemas de implantes con diferentes tipos de diseño y tamaño, comprendidos por una o dos piezas, elaborados de titanio, zirconia o en materiales cerámicos. En ellos el pilar definitivo es la interfaz de conexión del implante dental con tejido blando y/o tejido óseo alrededor del implante (2). Pero poco son los trabajos que comparan los diferentes modelos y casas comerciales de los implantes que se encuentran en el mercado colombiano, cuyo uso se realiza de acuerdo con los criterios clínicos, que no siempre se basan en la evidencia, sino en consideraciones de las características de cada paciente y en preferencias personales acordes con la experiencia y costos.

Es por ello, que este trabajo se propuso determinar *in vitro* las características biomecánicas en cada uno de los sistemas de implantes Zimmer®, Straumann®, Ankylos®, Tiologic®, BioHorizons®, Mis® e Imeti®, que puede influir en las microdeformaciones de los pilares definitivos torqueados, por medio de análisis de elongación, módulo elástico y deformación relativa cuando se aplica un gradiente de carga hasta 100 Nw. Con el fin de tener una mayor comprensión de los modelos de implantes fabricados por las diferentes casas comerciales, al momento de ofrecer a los pacientes la mayor estabilidad clínica del sistema protésico, reducir al mínimo posible el grado de reabsorción ósea y las complicaciones ocasionadas por el aflojamiento de las estructuras o su fracaso definitivo. La estabilidad biomecánica de los implantes permite en los pacientes un tratamiento más duradero, evita costos adicionales y pérdida de tiempo, tanto para los pacientes como para los especialistas tratantes.

MATERIALES Y MÉTODOS

Previa aprobación del Comité de investigación y Ética de la Facultad de Odontología de la Pontificia Universidad Javeriana se realizó un estudio experimental *in vitro* con una muestra de especímenes de cada sistema de implantes, del mismo lote de fabricación, aleatoriamente seleccionado de cada proveedor. Las casas comerciales de sistemas de implantes que se incluyeron en el estudio fueron: Zimmer®, Straumann®, Ankylos®, Tiologic®, BioHorizons®, Mis® e Imeti®.

Se tomaron en cuenta para los criterios de inclusión de los sistemas de implantes, que se utilicen actualmente en las clínicas odontológicas de la Pontificia Universidad Javeriana, de igual forma fueron provistos directamente por su respectivo fabricante, se usaron siguiendo las recomendaciones de empleo y nivel de torque de cada fabricante. Así mismo se excluyeron los pilares personalizados y componentes previamente manipulados.

La ejecución de procedimientos del laboratorio, previstos en este trabajo, se rigió bajo las normas de bioseguridad del laboratorio de la Facultad de odontología de la Pontificia Universidad Javeriana. Las normas se basan en el Decreto 2676 de 2000, por el cual se reglamenta la gestión integral de los residuos hospitalarios y similares, establecido por el Ministerio del Medio Ambiente de la República de Colombia (24).

Se utilizó como soporte del sistema un bloque de resina epóxica en forma de T, con una altura y ancho de la barra horizontal de 14 mm y 10 mm respectivamente y de 20 mm de ancho y 10 mm de profundidad de la barra vertical. Cada implante se incrustó de manera que la plataforma quedó

3 mm por encima de la superficie del bloque de resina epóxica. Los pilares rectos se montaron sobre los implantes utilizando el torque recomendado por los fabricantes. Cada uno de los sistemas fueron colocados en una máquina de tracción universal (Tensile Testing Machine - MRCLab®) y mediante el software TM2101Vx.xx asociado al equipo, se tradujo la señal y se registró la elongación de cada uno de los sistemas, aplicando en dirección oblicua un gradiente de fuerza hasta alcanzar los 100 Nw, así como el cálculo de los valores de tensión máxima que un material elastoplástico puede soportar sin sufrir deformaciones permanentes, indicado con un rango entre el mayor y menor límite elástico/área (UpYield y DownYield, respectivamente). Dado que no hay un rendimiento obvio de los materiales, se tomó el 0,2 % de la tensión de la deformación plástica como su límite elástico (esfuerzo de elongación no proporcional igual a Rp 0,2). Posteriormente se realizaron radiografías a los diferentes sistemas y con los datos de la curva de fuerza vs elongación obtenida, se calculó el índice de deformación relativa para cada uno de los sistemas, dividiendo la elongación resultante del gradiente de fuerza aplicado al sistema entre el diámetro de la plataforma del implante y el bloque de resina epóxica.

Se realizaron análisis de regresión lineal para los resultados obtenidos de la fuerza de carga vs la elongación, obteniendo así una aproximación de la constante elástica derivada de las propiedades elásticas de los materiales del sistema (modulo elástico, Nw/mm). Asimismo, se realizó análisis de estadística descriptiva no paramétrica, para describir los resultados de deformación relativa del sistema bloque de resina-implante, para cada uno de los implantes de estudio, y evaluaciones de comparaciones a posteriori mediante el test de Mann-Whitney consideradas significativas para $p < 0,05$. Los análisis estadísticos fueron realizados mediante el software GraphPad Prism versión 8.0.2.

RESULTADOS

Se analizaron un total de 11 modelos de implantes, provenientes de 7 casas comerciales diferentes: Zimmer®, Straumann®, Ankylos®, Tiologic®, BioHorizons®, Mis® e Imeti®, a las cuales se le realizaron radiografías para verificar la integridad, después de haber sido acoplados al bloque de resina epóxica (figura 1). No se observó daño de integridad del pilar, ni fraccionamiento de la resina después de haber sido ajustado el pilar en ninguno de los modelos evaluados. Tampoco se observó la formación de microespacios radiológicamente detectables en la interfaz entre el bloque de resina-implante o la interfaz implante-pilar definitivo en el sistema después de acoplado.

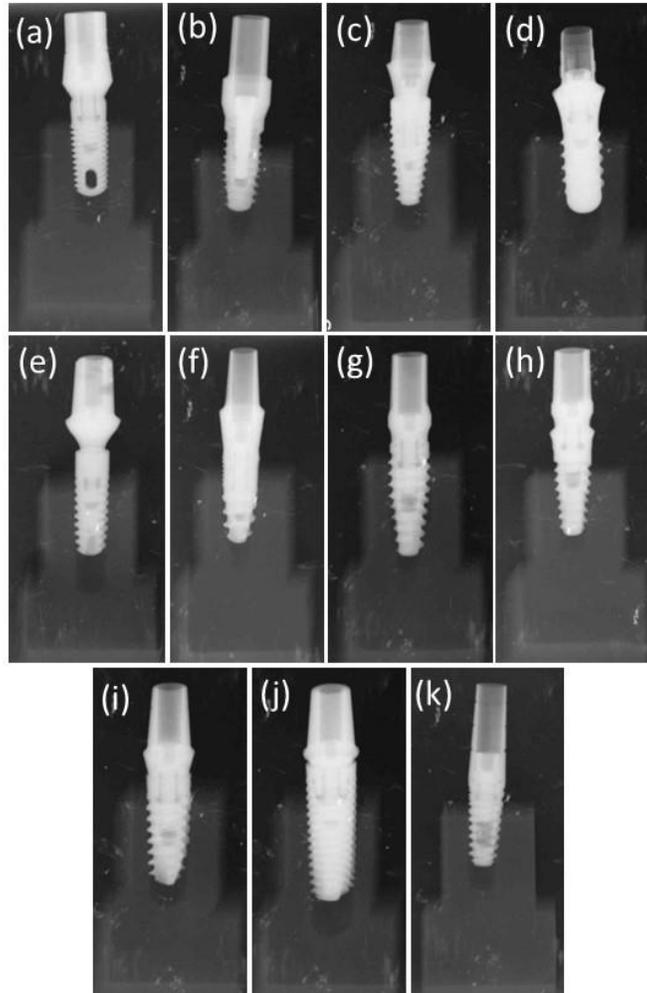


Figura 1. Radiografía del sistema de implantes acoplado al bloque de resina epóxica para cada uno de los modelos evaluados: (a) Zimmer®, (b) Zimmer 3i®, (c) Straumann® Bone Level, (d) Straumann® Tissue Level, (e) Ankylos®, (f) Tiologic®, (g) BioHorizons® Bone Level, (h) BioHorizons® Tissue Level, (i) Mis C1®, (j) Mis Seven® e (k) Imeti®.

A cada uno de los sistemas se le aplicó un gradiente de carga oblicua hasta alcanzar los 100 Nw, recreando la fuerza de masticación simulada, dando como resultado una deformación elástica de la muestra del bloque de resina-implante y en consecuencia un cambio de elongación debido a la carga aplicada, cuya regresión lineal de la curva resultante indica una aproximación del módulo elástico del sistema (figura 2). Se observó que los modelos Zimmer®, Zimmer 3i® y Mis C1® presentaban mayor modulo elástico (169, 144 y 144 Nw/mm, respectivamente) en comparación a los modelos Straumann® Bone Level (122 Nw/mm), Straumann® Tissue Level (124 Nw/mm), Ankylos® (123 Nw/mm), BioHorizons® Bone Level (124 Nw/mm), BioHorizons® Tissue Level (135 Nw/mm), Mis Seven® (118 Nw/mm) y Tiologic® (117 Nw/mm), siendo menor para el modelo Imeti® (102 Nw/mm).

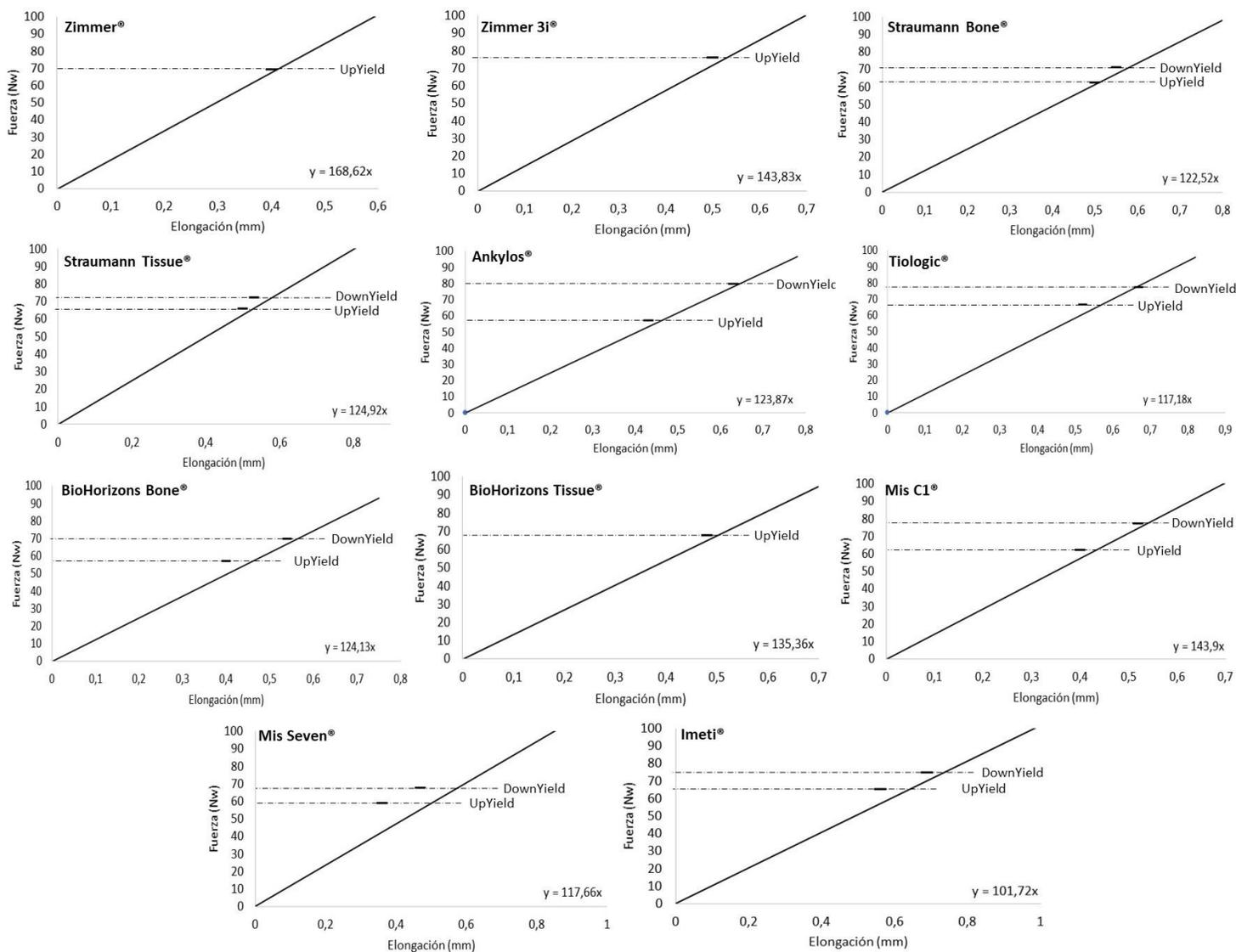


Figura 2. Regresión lineal de la elongación versus la fuerza aplicada para cada uno de los sistemas bloque de resina-implante evaluados con los diferentes modelos: (a) Zimmer®, (b) Zimmer 3i®, (c) Straumann® Bone Level, (d) Straumann® Tissue Level, (e) Ankylos®, (f) Tiologic®, (g) BioHorizons® Bone Level, (h) BioHorizons® Tissue Level, (i) Mis C1®, (j) Mis Seven® e (k) Imeti®, con un gradiente de carga hasta alcanzar los 100 Nw.

En la tabla 1 y la figura 2 se puede observar que los diferentes sistemas presentaron límites elásticos similares, que fueron alcanzados a similares cargas (Zimmer®: 69 Nw; Zimmer 3i®: 76 Nw; Straumann® Bone Level: 62 Nw; Straumann® Tissue Level: 65 Nw; Ankylos®: 79 Nw; Tiologic®: 77 Nw; BioHorizons® Bone Level: 57 Nw; BioHorizons® Tissue Level: 67 Nw; Mis C1®: 62 Nw; Mis Seven®: 59 Nw; e Imeti®: 74 Nw). El rango entre el mayor (UpYield) y menor (DownYield) límite elástico fue mayor para los modelos Zimmer®, Zimmer 3i® y BioHorizons® Tissue Level cuyo límite elástico menor obtenido fue a cargas superiores a 100 Nw. Asimismo, en

la tabla 1 se muestra como el sistema del bloque de resina-implante con el modelo Zimmer® presentó una menor elongación máxima, seguido de los modelos Zimmer 3i®, BioHorizons® Tissue Level, Mis C1®, BioHorizons® Bone Level, Ankylos®, Straumann® Tissue Level, Tiologic® y Straumann® Bone Level. Los modelos Mis Seven® e Imeti® presentaron elongaciones máximas superiores a los 900µm.

Tabla 1. Concentración de tensión y desplazamiento sobre el sistema del bloque de resina-implante evaluado con los diferentes modelos con un gradiente de carga hasta alcanzar los 100 Nw.

	Zimmer®		Straumann®		Ankylos®	Tiologic®	BioHorizons®		Mis®		Imeti®
	Zimmer	3i	Bone	Tissue			Bone	Tissue	C1	Seven	
Torque de inserción (Nwcm)	30	30	35	35	15	30	30	30	30	30	35
Límite elástico/área (mm)	0,40	0,50	0,50	0,50	0,43	0,52	0,40	0,48	0,40	0,36	0,56
Elongación máxima (mm)	0,60	0,70	0,80	0,82	0,78	0,82	0,75	0,70	0,70	0,97	1,00
Máxima deformación relativa	0,18	0,21	0,24	0,25	0,24	0,25	0,23	0,21	0,21	0,29	0,30

En cuanto al índice de deformación relativa del sistema (Figura 3), no se encontraron diferencias significativas (test de Mann-Withney) al comparar los diferentes modelos de estudio. Sin embargo, en el modelo Zimmer® se obtuvo la menor mediana (0,10), así como el menor rango del índice de deformación relativa al compararse con los otros modelos, seguido de BioHorizons® Tissue Level (0,12), Mis C1® (0,12) y Mis Seven® (0,11), pero entre estos últimos Mis C1® presentó un rango de deformación similar a los obtenidos con Zimmer®. En cambio, en todo el grupo de estudio, se obtuvo un mayor índice de deformación con Imeti® (0,19) con rangos superiores de deformación, los cuales fueron similares a los de Mis Seven®.

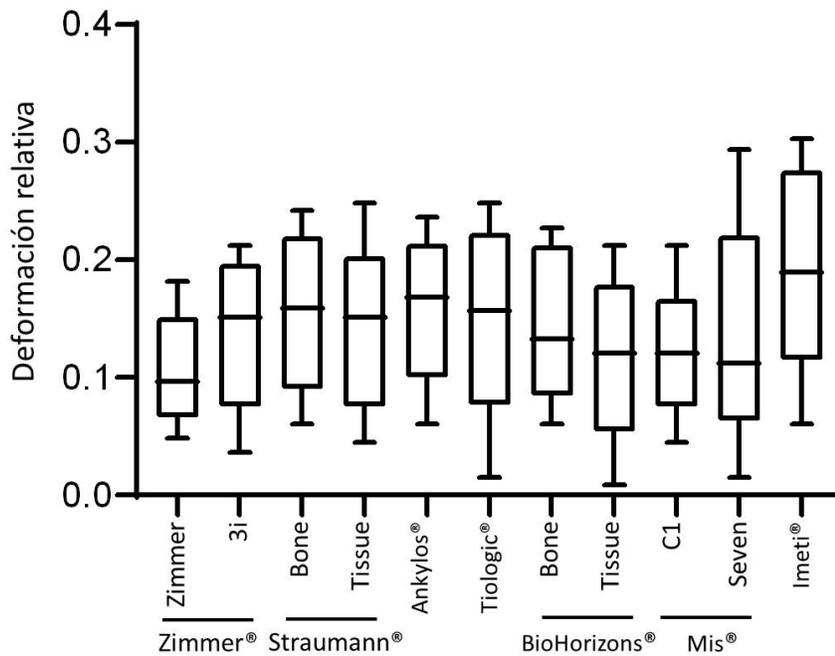


Figura 3. Índice de deformación relativa obtenidos de los sistemas bloque de resina-implante evaluados con los diferentes modelos protésicos, con un gradiente de carga hasta alcanzar los 100 Nw.

DISCUSIÓN

Estos últimos años con el avance de la ciencia de materiales y la tecnología de implantes, se ha generado un amplio catálogo en el mercado con mejoras en el diseño de muchos tipos de implantes (25,26). Estos parámetros de diseño están ajustados a diversos niveles de longitud de conexión, ya sea de forma cónica o cilíndrica, así como el grosor de la pared del implante y el pilar, además de los materiales y las piezas de fabricación que lo conforman, como la calidad de las superficies de unión (por ejemplo, la superficie del cono, el pilar definitivo y la rosca del tornillo), la tolerancia del ángulo del cono y los microespacios que pueden formarse entre estas piezas. Debido a su diseño, así como del módulo elástico, la deformación relativa del sistema puede repercutir en el desgaste en las superficies por el tiempo de uso, influyendo en la formación de brechas o la amplitud de los microespacios formados en las diferentes interfases. Estos factores aumentan el riesgo de una contaminación bacteriana, depósito de endotoxinas y ácidos del líquido presente en las cavidades peri-implantares (27–29). Las microdeformaciones también pueden afectar la frecuencia del micromovimiento que se genera en el acto de la masticación, y como consecuencia generar un factor de riesgo para la aparición de enfermedad peri-implantar (2,19,25,30).

Debido a lo planteado anteriormente, es recomendable una revisión, en conjunto con una evaluación periódica y sistemática de los diferentes modelos y lotes de implantes y pilares que van saliendo al mercado. Como herramienta para ello, el empleo de cargas estáticas *in vitro*, así como las aplicadas en este estudio que van aumentando gradualmente, para la evaluación de implantes

dentales y de sus componentes, ya sea a través de técnicas como análisis de elementos finitos o a través de endoscopia, resonancia magnética o equipos de tracción universal, las cuales han tenido un amplio uso en estas últimas décadas y se consideran clínicamente relevantes en el contexto de la masticación o máxima intercuspidad (25). Estas cargas no solo juegan un papel importante en la investigación sobre análisis de la resistencia de los diferentes componentes relacionados con los implantes contra las fuerzas de mordida, además se han relacionado con estudios sobre la actividad mioeléctrica en los músculos masticatorios y las fuerzas de mordida (31).

Estudios han demostrado que las fuerzas masticatorias oclusales en la región posterior del diente son de alrededor de 220 Nw, pero esta fuerza de mordida es variable durante la masticación; reportes indican que la fuerza de mordida fisiológica varía de 10 a 120 Nw durante la masticación (32–35) y debido a ello en el presente estudio, se aplicó una fuerza gradual en dirección oblicua hasta alcanzar los 100 Nw.

También se ha descrito, como variaciones geométricas en el cuello del implante y en el ápice del mismo, favorece la distribución de la carga aplicada en el hueso cortical, mientras que en el hueso trabecular, esta se reduce cuando la punta o ápice del implante tiene un final o punta redondeada, lo que conlleva a que un diseño ligeramente cónico puede representar una ventaja en huesos poco densos (36). Uzcátegui y col. (29) señalan que los diseños de implantes dentales de titanio con forma ligeramente cónica, con 4,2 mm de diámetro en el cuello del implante y 3,3 mm en el ápice, de 13 mm de largo y con una conexión al pilar protésico de tipo hexágono interno, mostraban un mejor comportamiento en simulaciones de elementos finitos, aunque otros trabajos señalan que diferencias de comportamiento entre implantes de 4,1 y 4,8 mm de diámetro, con 0,7 mm de diferencia entre los diferentes implantes de estudio, no son significativos (37,38). En el presente estudio la diferencia entre los diámetros de los modelos implantes evaluados, fue aún menor de 0,7 mm entre ellos y en referencia a los estándares de medidas recomendados, y estos implantes además de ser de titanio, eran redondeados, con longitudes y diámetros similares, cuyos valores oscilaban entre 10 - 11 mm de longitud y 3,75 - 4,20 mm de diámetro y con una conexión al pilar protésico de tipo hexágono interno. Este tipo de diseño presenta suficiente volumen de contacto inicial entre el hueso y el implante, lo que mejora la estabilidad primaria, promoviendo una adecuada oseointegración de las propiedades mecánicas en la interfase implante-hueso (29). En este sentido, los implantes con hexágono interno tiene un desempeño biomecánico más favorable que el implante con hexágono externo, para el hueso medular; sin embargo, en hueso cortical los implantes del tipo de conexión de hexágono externo tienen un rendimiento biomecánico similar al de los implantes de hexágono interno (37).

Los 11 modelos de implantes mostraron un similar comportamiento independiente del diseño, en cuanto al módulo elástico, límite elástico y deformación relativa, cuando se aplicó el gradiente de carga. Pero cambios puntuales, como un mayor módulo elástico y menor deformación relativa, se encontraron para ambos modelos de la casa comercial Zimmer®, así como para el modelo Mis C1®. Contrario a los encontrados en Mis Seven® e Imeti®, cuyos valores para estos últimos modelos, fueron menores en el módulo elástico, presentando una mayor elongación, mayor índice y rango de deformación relativa. Resultados de otros trabajos, señalan que un bajo módulo elástico del sistema, se traduce en una mayor deformación ósea cortical y trabecular (16). Además, un cambio transitorio del módulo elástico está relacionado con diferentes rangos de micromovimiento

del implante, donde la interfaz de contacto entre el hueso-implante (bloque de resina-implante, como modelo en este estudio) e implante-pilar definitivo, podría modificarse libre de fricción, transfiriendo solo las fuerzas de compresión, contribuyendo con el deslizamiento y la formación de microespacios, por un ajuste forzado producto de la carga aplicada, donde el destino del tejido, en los lados verticales del espacio de inserción del implante, depende en gran medida de la amplitud de los mismos (19,39–41).

Algunos estudios con análisis de elementos finitos, reportan rangos entre 45% y 52% de deformación relativa de los implantes al aplicarse una carga axial y oblicua, resultados que fueron atribuidos por una mayor deformidad de la estructura y a un bajo módulo de elasticidad (32,42). Sin embargo, el porcentaje de deformación relativa encontrados en la presente investigación, fueron de alrededor del 11% para los modelos de Zimmer®, BioHorizons (Tissue level)®, Mis C1® y Mis Seven® y de un 19% aproximadamente para el modelo Imeti®. En conjunto estos valores fueron menores que los reportados en los otros estudios, posiblemente porque fueron realizados por medio de simulación virtual, mientras que nosotros utilizamos una máquina de tracción, aunque también pueden ser atribuidos a la deformidad de la estructura y el módulo de elasticidad encontrados en los modelos de nuestro estudio.

Poco son los reportes de comparación entre los modelos y casas comerciales de implantes, que adicionalmente difieren tanto en técnicas como en variables de medición, lo que dificulta las comparaciones de los resultados obtenidos en nuestra investigación con los de la literatura reportada. Algunos de estos modelos son relativamente nuevos, como Straumann® (Bone y Tissue Level), o por su predominio en el mercado como Ti de Nobel Biocare®. En efecto, un estudio realizado por el grupo de Sugiura y col. (11) solo compara los implantes NobelReplace® (Nobel Biocare AB®), cilíndricos y cónicos (Straight vs Tapered Groovy®, Nobel Biocare®). Los autores concluyen que los implantes cónicos presentan menor micromovimiento en hueso cortical y establecen la hipótesis de que el diseño del implante influye en el micromovimiento que debe oscilar entre 50 y 150 micrómetros.

Un estudio realizado en cadáveres humanos en el que probaron la estabilidad inicial de cinco diseños de implantes dentales, tres de ellos de Nobel Biocare®: estándar roscado, Mark II y Mark IV, implantes Astra Tioblast® (Astra Tech®) y Osseotite® (3i Implant Innovations Inc.) obtuvieron una estabilidad significativamente mayor para el implante Mark IV® (43). Otro trabajo en el que compararon *in vitro* en bloques de hueso iliaco porcino la estabilidad primaria de un implante cónico versus un implante cilíndrico híbrido, ambos de la marca Camlog®, concluyeron que es más estable el implante cónico (44). Más reciente, Divac y col. (25) señalaron que son más estable las prótesis híbridas, cuando compararon dos sistemas de marca Straumann®, estándar versus híbrido (Standard Plus® y Wide Neck®, respectivamente).

Por otro lado, los diseños de los modelos de implantes incluidos en la presente investigación presentan un torque de inserción similar (entre 30 – 35 Nwcm), excepto Ankylos® cuyo torque es de 15 Nwcm. En la literatura se propone que entre mayor sea el torque y la precarga menor será la probabilidad de aflojamiento del tornillo y por lo tanto el desprendimiento de la interfaz protésica (45,46). El torque está limitado por varios factores, como la deformación del pilar o del implante, que pueden promover la formación de hendiduras y afectar la estabilidad primaria o la

osteointegración del implante (25). Bajo las condiciones de nuestro estudio, no se encontró que el torque de inserción influya en la estabilidad y la elongación, ni en el módulo, límite elástico y deformación relativa del sistema.

Basado en el hecho de que los valores del módulo elástico y los límites de resistencia de los materiales biológicos *in vivo*, como la interfase hueso-implante son altamente complejos, hay que tener en cuenta para evitar interpretaciones erróneas, especialmente con respecto a la aplicación clínica, que los resultados de estudios *in vitro* no se pueden inferir directamente a la clínica, ya que hay que tener en cuenta las condiciones fisiológicas de humedad, la calidad y densidad del hueso donde se coloque el implante y la acción de factores intrínsecos de la cavidad oral de cada paciente. Así como, las condiciones de carga oblicua ejercida en el acto de la masticación sobre el implante pueden ser de tipo axial y no axial, donde la carga no axial del implante provoca un mayor desplazamiento del implante que la carga axial, pero solo en hueso esponjoso; en especímenes de bloques densos, la carga oblicua no tiene ningún efecto perjudicial sobre el movimiento del implante (47), es por ello que en este trabajo se aplicó una carga oblicua de tipo axial, la cual garantiza una mejor difusión de la fuerza. Por lo tanto, son aproximaciones de las condiciones biomecánicas de los implantes que pueden influir en la microdeformación del sistema. Para afirmar sobre la mejor calidad de algún modelo de implante, son necesarios más estudios clínicos del mayor tipo de evidencia.

CONCLUSIÓN

Los 11 modelos de implantes mostraron un similar comportamiento independiente del diseño, en cuanto al módulo y límite elásticos, así como deformación relativa, cuando se aplicó el gradiente de carga hasta 100 Nw.

Cambios puntuales como un mayor módulo elástico y menor deformación relativa se encontraron para los modelos de la casa comercial Zimmer® y Mis C1®. Contrario a los encontrados en los modelos Mis Seven® e Imeti®, cuyos valores para estos últimos modelos, fueron menores en el módulo elástico, en conjunto con una mayor elongación, mayor índice y rango de deformación relativa.

Los porcentajes de deformación relativa encontrados en este estudio, estuvieron comprendidos aproximadamente en 11% para los modelos de Zimmer®, BioHorizons Tissue®, Mis C1® y Mis Seven®, siendo mayor en un 19% aproximadamente para el modelo Imeti®.

Bajo las condiciones de este estudio, no se encontró que el torque de inserción, cuyo rango estaba comprendido entre 30 – 35 Nwcm para la mayoría de los implantes evaluados, excepto Ankylos® cuyo torque es de 15 Nwcm, influenciara en la estabilidad y la elongación, así como en el módulo, límite elástico y deformación relativa del sistema.

REFERENCIAS

1. Hussein FA, Salloomi KN, Abdulrahman BY, Al-Zahawi AR, Sabri LA. Effect of thread depth and implant shape on stress distribution in anterior and posterior regions of

- mandible bone: A finite element analysis. *Dent Res J (Isfahan)*. 2019;16(3):200–7.
2. French D, Grandin HM, Ofec R. Retrospective cohort study of 4,591 dental implants: Analysis of risk indicators for bone loss and prevalence of peri-implant mucositis and peri-implantitis. *J Periodontol*. 2019;90(7):691–700. <https://doi.org/10.1002/JPER.18-0236>
 3. Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: Literature support. *Implant Dent*. 2005;14(2):108–16. <https://doi.org/10.1097/01.id.0000165033.34294.db>
 4. Goto T. Osseointegration and dental implants. *Clin Calcium*. 2014;24(2):265–71.
 5. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Tsutsumi S, Kirita T. The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: A nonlinear finite element analysis. *J Periodontal Implant Sci*. 2016;46(3):152–65. <https://doi.org/10.5051/jpis.2016.46.3.152>
 6. Cohen MM. The new bone biology: Pathologic, molecular, and clinical correlates. *Am J Med Genet Part A*. 2006;140(23):2646–706. <https://doi.org/10.1002/ajmg.a.31368>
 7. Huang HL, Fuh LJ, Hsu JT, Tu MG, Shen YW, Wu CL. Effects of implant surface roughness and stiffness of grafted bone on an immediately loaded maxillary implant: A 3D numerical analysis. *J Oral Rehabil*. 2008;35(4):283–90. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2007.01817.x>
 8. Li J, Jansen JA, Walboomers XF, van den Beucken JJ. Mechanical aspects of dental implants and osseointegration: A narrative review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;103:103574. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103574>
 9. Feller L, Chandran R, Khammissa RA, Meyerov R, Jadwat Y, Bouckaert M, et al. Osseointegration: biological events in relation to characteristics of the implant surface. *SADJ*. 2014;69(3).
 10. Velásquez-Paz RO, Giraldo-Gómez SD, Latorre-Correa F, Villarraga-Ossa JA, Dios-Peña JG. Evaluación de los micromovimientos en la interfase hueso–implante con carga inmediata: análisis de elementos finitos. *Rev Nac Odontol*. 2017;13(25). <https://doi.org/10.16925/od.v13i25.1882>
 11. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Kirita T. Evaluation of primary stability of cylindrical and tapered implants in different bone types by measuring implant displacement: An in vitro study. *Contemp Clin Dent*. 2019;10(3):471–6. https://doi.org/10.4103/ccd.ccd_788_18
 12. Frost HM. From Wolff's law to the Utah paradigm: Insights about bone physiology and its clinical applications. Vol. 262, *Anatomical Record*. 2001. p. 398–419.
 13. Roberts W, Garetto L, Brezniak N. Bone physiology: evaluation of bone metabolism. *J Am Dent Assoc*. 1991;122:59–61.
 14. Sadegh A, Worek W. Marks' Standard Handbook for Mechanical Engineers. McGraw-Hill Education; 2018.

15. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant - A three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):279–86. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01413.x>
16. Pérez-Pevida E, Brizuela-Velasco A, Chávarri-Prado D, Jiménez-Garrudo A, Sánchez-Lasheras F, Solaberrieta-Méndez E, et al. Biomechanical Consequences of the Elastic Properties of Dental Implant Alloys on the Supporting Bone: Finite Element Analysis. *Biomed Res Int.* 2016;2016. <https://doi.org/10.1155/2016/1850401>
17. Kim KS, Lim YJ. Axial displacements and removal torque changes of five different implant-abutment connections under static vertical loading. *Materials (Basel).* 2020;13(3). <https://doi.org/10.3390/ma13030699>
18. Engelke W, Decco OA, Rau MJ, Massoni MCA, Schwarzwäller W. In vitro evaluation of horizontal implant micromovement in bone specimen with contact endoscopy. *Implant Dent.* 2004;13(1):88–94. <https://doi.org/10.1097/01.id.0000116457.03989.01>
19. Winter W, Klein D, Karl M. Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. *J Med Eng.* 2013;2013:1–9. <https://doi.org/10.1155/2013/265412>
20. Vandamme K, Naert I, Geris L, Sloten J Vander, Puers R, Duyck J. The effect of micromotion on the tissue response around immediately loaded roughened titanium implants in the rabbit. *Eur J Oral Sci.* 2007;115(1):21–9. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2007.00416.x>
21. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Tsutsumi S, Kirita T. Effects of implant tilting and the loading direction on the displacement and micromotion of immediately loaded implants: An in vitro experiment and finite element analysis. *J Periodontal Implant Sci.* 2017;47(4):251–62. <https://doi.org/10.5051/jpis.2017.47.4.251>
22. Yilmaz B, Gilbert A, Seidt J, McGlumphy E, Clelland N. Displacement of Implant Abutments Following Initial and Repeated Torqueing. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(5):1011–8. <https://doi.org/10.11607/jomi.3694>
23. Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant–abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Arch Oral Biol.* 2017;83:153–60. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2017.07.022>
24. Medio ambiente M de S y. Decreto 2676 de Diciembre 22 de 2000. *Diario oficial* 2000 p. 13.
25. Zipprich H, Weigl P, Ratka C, Lange B, Lauer HC. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20(5):814–23. <https://doi.org/10.1111/cid.12651>
26. Padilla-Avalos C, Marroquín-Soto C. Intermediarios protésicos en implantología oral. Revisión de la literatura. *Rev científica odontológica.* 2021;9(2):e064. <https://doi.org/10.21142/2523-2754-0902-2021-064>
27. Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, et al. Bacterial Leakage

in Implants With Different Implant–Abutment Connections: An In Vitro Study. *J Periodontol.* 2012;83(4):491–7. <https://doi.org/10.1902/jop.2011.110320>

28. Do Nascimento C, Pedrazzi V, Miani PK, Moreira LD, De Albuquerque RF. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(12):1394–7. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01769.x>
29. Uzcátegui G, Dávila E, Brito F, Cerrolaza M. Evaluación Biomédica de Implantes Dentales Sometidos a Cargas Oblicuas: Combinación de Varias Características Geométricas. *Inf Med.* 2015;17(2):55–68.
30. Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A, et al. Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections. *Dent Mater.* 2015;31(11):1415–26. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.004>
31. Haraldson T, Carlsson GE, Dahlstrom L, Jansson T. Relationship between myoelectric activity in masticatory muscles and bite force. *Eur J Oral Sci.* 1985;93(6):539–45. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1985.tb01352.x>
32. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *J Prosthodont Res.* 2017;61(2):123–32. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.08.002>
33. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Azuma T, Karita K. Effect of sample thickness on bite force studied with a multiple-point sheet sensor. *J Oral Rehabil.* 2004;31(4):327–34. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01248.x>
34. Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function—a review of the literature: (II) Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil.* 1975;2(4):349–61. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1975.tb01535.x>
35. De Boever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM. Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. *J Prosthet Dent.* 1978;40(3):326–33. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(78\)90042-2](https://doi.org/10.1016/0022-3913(78)90042-2)
36. Kong L, Zhao Y, Hu K, Li D, Zhou H, Wu Z, et al. Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Adv Eng Softw.* 2009;40(7):474–8. <https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2008.08.003>
37. Gurgel Juarez NC, França FMG, Kina S, Almeida ÉO de, Rocha EP. Bone stress evaluation in implants with Regular and Switching platforms. *RGORevista Gaúcha Odontol.* 2013;61(4):573–80.
38. Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 2009;18(5):393–402. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2009.00453.x>
39. Irandoust S, Müftü S. The interplay between bone healing and remodeling around dental

implants. *Sci Rep.* 2020;10(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-020-60735-7>

40. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997;23(3):104–11.
41. Gao J, Min J, Chen X, Yu P, Tan X, Zhang Q, et al. Effects of two fretting damage modes on the dental implant–abutment interface and the generation of metal wear debris: An in vitro study. *Fatigue Fract Eng Mater Struct.* 2021;44(3):847–58. <https://doi.org/10.1111/ffe.13399>
42. Kelkar K, Bhat V, Hegde C. Finite element analysis of the effect of framework materials at the bone-implant interface in the all-on-four implant system. *Dent Res J (Isfahan).* 2021;18(1).
43. O’Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: A human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(2):85–92. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2000.tb00110.x>.
44. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):560–6.
45. Silva AS, Mendes JM, Araújo T, Aroso C, Barreiros P. Comparison of Mechanical Resistance to Maximal Torsion Stress in Original and Nonoriginal or Compatible Prosthetic Implant Screws: An In Vitro Study. *Int J Dent.* 2021;2021:1–7. <https://doi.org/10.1155/2021/5133556>
46. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001;85(3):268–75. <https://doi.org/10.1067/mpr.2001.114266>
47. Goellner M, Schmitt J, Karl M, Wichmann M, Holst S. The effect of axial and oblique loading on the micromovement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2011;26(2):257–64.