

Estudio experimental para establecer los valores de torque de inserción en implante dental

Experimental study to establishing the insertion torque on dental implant

Clara Isabel López-Gualdrón

Ph. D. (c) Ingeniería
Docente UIS, Investigador Grupo INTERFAZ
Universidad Industrial de Santander
Bucaramanga, Colombia
clara.lopez@correo.uis.edu.co

Julio Cesar Pinillos

M.Sc Diseño Industrial
Docente Planta, Investigador Grupo INTERFAZ
Universidad Industrial de Santander
Bucaramanga, Colombia
disjuliopin@uis.edu.co

Carlos Fernando Galeano-Arrieta

Cirujano oral y maxilofacial
Universidad Industrial de Santander
Bucaramanga, Colombia
cfgalenaoa@gmail.com

Juan Carlos Moreno

M.Sc Diseño Industrial
Docente UIS, Investigador Grupo INTERFAZ
Universidad Industrial de Santander
Bucaramanga, Colombia
fedor@correo.uis.edu.co

Resumen— El principal propósito del trabajo de investigación consistió en el desarrollo de un estudio para conocer los rangos de valores de torque de inserción del implante dental recomendados para reducir la probabilidad de generar sobrecarga patológica en densidades de tejido óseo de mandíbula de la región molar. Se fabricaron implantes en Ti6Al4V para ser insertados en probetas de tejido óseo de cadáver de mandíbula humana, así como probetas de hueso sustituto Sawbone® normalizadas con densidades similares al hueso tipo densidad D2. Los implantes fueron insertados en las probetas registrando la medición del torque de inserción. Los datos obtenidos en el ensayo fueron usados en simulaciones basadas en el método de elementos finitos. De este modo se pudo conocer los valores de torque cuyas deformaciones unitarias fueron inferiores al 0.4% de la deformación unitaria en la interfase hueso implante. A partir del caso de estudio, se recomendaron los valores de torque de inserción para ser aplicados en inserción de implantes en una cirugía.

Palabras clave— Biomecánica y simulación, Implante, Modelos de elementos finitos, Torque.

Abstract— The main purpose of this research was the development of a study to determine the values of insertion torque recommended to reduce the likelihood of generating pathological overload of mandible molar region due to insertion torque applied to adjust the dental implant. Ti6Al4V dental implants were manufactured to be inserted into bone tissue specimens of human cadaver jaw and similar densities of bone substitute specimens Sawbone® normalized like bone density D2 type. Then were measured the insertion torque data recording to adjust the implant at samples. Data from the test were used in simulations based on the finite element method. Through the elastic strain criteria, it was known the strain values less than 0,4% of the elastic strain at the bone

implant interface. Based on outputs case study, the values of insertion torque to be applied to insert implants surgery are recommended.

Keywords— Biomechanical and Virtual Simulation, Implant, Finite element models, Torque.

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, uno de los procedimientos que ha tomado mayor importancia en el campo odontológico y maxilofacial, consiste en el reemplazo de la raíz dental perdida por un elemento protésico conocido como implante dental [1],[2]. En el procedimiento se realiza la inserción del implante en el tejido óseo por medio de la aplicación de un torque de inserción TI. El TI actúa a través de un par torsión aplicado sobre el implante hasta ser fijado firmemente, como un cuerpo roscado en el tejido óseo [3]. Durante la aplicación del TI sobre el implante, es generado el primer esfuerzo al que es sometido el implante y el tejido óseo en la interfase con el implante. La realización de este procedimiento que actúa como un par torsión para asegurar el implante al hueso, es importante para garantizar la estabilidad primaria del implante insertado [4].

De acuerdo con la cantidad y calidad del hueso [5], los esfuerzos producidos por el TI conducen a diferentes niveles de deformación en los materiales de la interfase [6]; si estos niveles de deformación unitaria, son lineales elásticas (temporal), o

son deformaciones no lineales plásticas (permanente) con un rango de deformación unitaria menor al 0.4% lo que sería equivalente a una sobrecarga media; de este modo, se podría continuar con el proceso de remodelación ósea [7], lo cual es adecuado para garantizar la estabilidad primaria [8],[9]. Valores iguales o superiores al 0.4% equivalen a 0,004 mm/mm, a partir de esta deformación, se presenta una sobrecarga patológica, conduciendo a fracturas espontáneas [3],[7]. En consecuencia, si la estabilidad primaria es desfavorable desde la inserción del implante, se puede comprometer el proceso de remodelación ósea, descrito por Misch, desfavoreciendo el proceso de oseointegración requerido para lograr la adecuada fijación permanente del implante [10].

Respecto a los argumentos anteriores, el objetivo del presente trabajo de investigación, fue orientado a obtener un mejor entendimiento sobre el comportamiento biomecánico entre la interfase hueso-implante cuando es sometido al torque de inserción, para establecer las magnitudes de torque permisibles que generen deformaciones unitarias inferiores al 0,4% para evitar incurrir en sobrecarga patológica que se evidenciaría en práctica clínica con la fractura del implante.

La metodología fue direccionada por un estudio experimental basado en las mediciones de TI, realizado sobre diferentes densidades de las probetas. Posteriormente, los datos de torque fueron usados en simulaciones biomecánicas y fueron evaluadas por el método de análisis de elementos finitos AEF [11],[12]. Los resultados de los esfuerzos y deformaciones producidos por efecto del TI en la interfase hueso implante, fueron analizados con respecto a la resistencia del hueso e implante[10], estableciendo de este modo por simulación, los rangos de valores de torque adecuados para inserción del implante.

2. COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO

En el presente apartado, se discutirá el principio biomecánico teórico sobre el el torque de inserción conocido como la fuerza usada para insertar un implante [13]. El torque actúa como un acumulador de energía o “precarga” encargada de convertir el par de apriete en una fuerza axial para obtener una deformación en el tornillo. El TI se ha tenido en cuenta como un momento torsor sobre

un anillo circular igual M (momento) = $K \cdot Fza \cdot dist.$ [14]. El efecto del torque aplicado hace que las cargas compresivas se transmitan desde la cabeza del implante distribuyéndose por el cuerpo roscado generando compresión sobre el hueso.

Dos fuerzas principales actúan en la interfase hueso implante, la primera es la fuerza o carga tangencial y la fuerza o carga normal. La fuerza tangencial es una fuerza distribuida sobre el cuerpo roscado, que actúa como una fuerza de rozamiento o fuerza compresiva representada como $Fza = Fza \text{ distribuida} \cdot \text{Área}$. A partir de las expresiones matemáticas del momento de torsión y la fuerza distribuida mencionadas, se puede deducir una nueva ecuación (1), para realizar el análisis de fuerza de apriete o fuerza compresiva distribuida en el área total de la rosca [15].

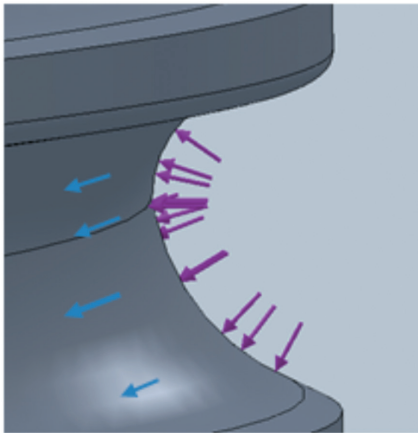
$$q \cdot n = \frac{M(3 \cos \alpha)}{2\pi(R_1^3 - R_2^3)} \quad (1)$$

Donde el producto de la fuerza tangencial q , n es el número de espiras de longitud roscada, M es igual al valor de torque de inserción α es el ángulo de la fuerza tangencial, R_1 es el radio menor y R_2 el radio mayor de la sección roscada del implante.

Por otra parte, la fuerza originada por contacto entre las interfaces conocida como la normal distribuida, actúa como una fuerza compresiva en la interfase. El análisis de la fuerza normal distribuida en la interfase hueso implante, fue considerada de forma análoga a la relación entre un tornillo convencional y la tuerca. Para obtener el valor de la fuerza normal distribuida en el área total de la sección roscada, se hizo una relación entre la fuerza tangencial distribuida con la fuerza normal p , a través de la expresión $p = q/\mu$, donde μ correspondió al coeficiente de fricción entre la interfase hueso implante [6].

En la Fig. 1, se puede observar las fuerzas tangenciales (flecha azul) y normales (flecha morada) distribuidas sobre la superficie roscada de la interfase hueso implante. A partir de las cargas existentes en el modelo, se producen los esfuerzos de corte (Q) o esfuerzos de rozamiento que puedan generar tensiones tangenciales, producidas por las fuerzas paralelas al plano de sección[5]; y esfuerzos normales N o esfuerzos de contacto producidos por las cargas perpendiculares al plano de sección.

Fig. 1. DISTRIBUCIÓN DE LAS FUERZAS TANGENCIALES Y NORMALES EN LA SECCIÓN ROSCADA DEL IMPLANTE



Distribución de fuerzas tangenciales (flecha azul) y fuerzas normales (flecha morada) en la sección roscada

Fuente: autor

Basados en el análisis biomecánico teórico realizado, se estableció la base conceptual para llevar a cabo un análisis, a partir de herramientas computacionales de simulación, fundamentado por el método de elementos finitos MEF. El MEF es un método numérico que permite encontrar soluciones aproximadas a problemas físicos o estructurales, gobernados por ecuaciones diferenciales en derivadas parciales. El método está sustentado en la aplicación del método de Rayleigh-Ritz; este método consiste en la discretización del volumen, en subdominios conocidos como elementos interconectados por nodos, definiendo una malla formada por elementos finitos, sobre la cual es aplicado el método de los desplazamientos. De este modo, son obtenidas las magnitudes de esfuerzos, deformaciones unitarias, deformación total entre otros, permitiendo establecer los criterios de falla para evaluar el comportamiento biomecánico de la interfase hueso implante.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

En el presente apartado, se referencian las dimensiones del diseño del implante y la aleación Ti6Al4V usada su fabricación. Se describen las especificaciones sobre la preparación de las probetas usadas en el ensayo, así como se explica el método establecido para el desarrollo de los ensayos experimentales de TI. Finalmente, con base en los resultados de los valores de torque

obtenidos en función de las diferentes densidades de las probetas, se realizó la etapa complementaria de la investigación experimental sustentada por la obtención del modelo virtual para el desarrollo de las simulaciones.

3.1. Implantes dentales usados en el estudio

Se diseñó un modelo CAD (Computer Aided Design) y se fabricó un implante corto de 13 mm de longitud y 3° de conicidad; se diseñó una cabeza plana de sección circular ranurada de 4 mm de diámetro y hexágono interno para el ajuste del pilar. El cuerpo roscado fue modelado con un paso de 1.75 mm. El perfil del diente fue normalizado con tipo de rosca HB, establecido para hueso esponjoso o trabecular, para aumentar el área de contacto con la región porosa del hueso[16].

3.2. Aleación Ti6Al4V

Las aleaciones de Ti son comúnmente empleadas en aplicaciones biomédicas, debido a que el Titanio es un elemento inerte y no reacciona con los fluidos fisiológicos por lo cual es biocompatible [17]. Una de las aleaciones que ha sido tradicionalmente usada en aplicaciones comerciales para la fabricación de dispositivos ortopédicos es la aleación Ti6Al4V [18]. La aleación Ti6Al4V Grade 5 Titanium UNS R56401 ELI (Extra Low Intersticial), según ASTM F 136 [19], es una aleación tipo ($\alpha + \beta$), [9]; los elementos de aleación proporcionan mayor solubilidad y resistencia mecánica, alcanzando un módulo de elasticidad de 113.8 GPa, un límite elástico de 860 MPa y un esfuerzo a la fractura de 950 MPa[20]. A partir de estos datos de caracterización mecánica, la aleación de Titanio fue seleccionada en el presente estudio como materia prima para la fabricación de los implantes dentales.

3.3. Preparación de las probetas para la realización del ensayo de torque

En el estudio se utilizaron dos tipos de probetas. El primer grupo de especímenes, correspondió a tejido óseo humano de cadáver y el segundo tipo de probeta usado fue con el material Sawbone® que está normalizado por la ASTM [21]. La densidad en la región molar de la mandíbula se caracterizó por una capa externa formada por te-

jido cortical fino y predominio de tejido trabecular; el tejido fue clasificada tipo D2 [22]. La espuma rígida de poliuretano, es un polímero termoestable poroso e isotrópico. La norma ASTM F1839-08 [21], propone esta espuma para sustituir el tejido óseo en la realización de ensayos en instrumentos ortopédicos. Las muestras fueron suministradas por Pacific Laboratory research world wide®, Sawbone®. En la Tabla I, se presenta la clasificación de densidades de probetas Sawbone® y su respectiva caracterización mecánica.

Se prepararon seis probetas de hueso de mandíbula de cadáver humano con dimensión aproximada de 1.5 cm de ancho. 2.5 cm de altura y 2.5 cm de profundidad. La sección del hueso de la región molar fue cortada y embebida en una matriz polimérica de resina poliéster, para unificar las dimensiones de los especímenes, debido a que el ancho de la mandíbula era menor con respecto al ancho de 2.5 cm de las probetas de Sawbone®. De esta forma, se pudo garantizar la fijación segura de los especímenes en el porta-probetas. En la Fig. 2, se puede observar la imagen del espécimen o probeta ósea cortada en la región molar.

Fig. 2. DIMENSIONES DE LA PROBETA ÓSEA DE LA REGIÓN MOLAR EMBEBIDA EN RESINA POLIÉSTER

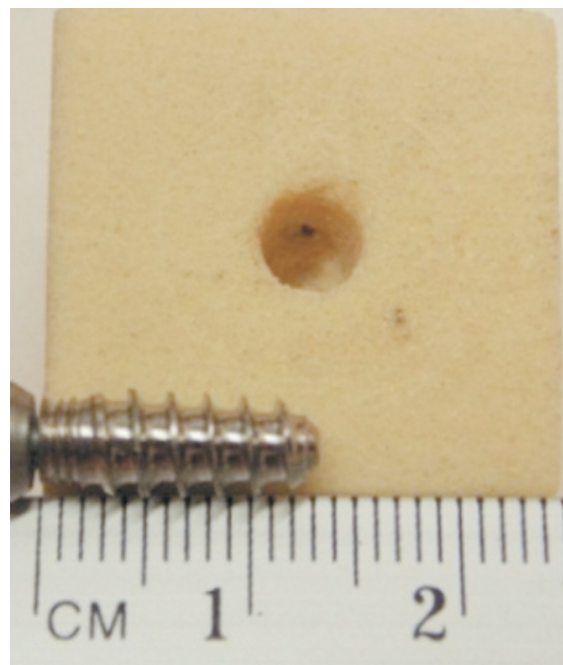


Fuente: autor

En la Fig. 3, se puede observar la sección transversal de la probeta Sawbone® y su dimensión en proporción con la longitud del implante

dental. Las probetas de Sawbone® fueron cortadas y pulidas en forma de cubos de 2.5*2.5*3.0 cm. Se prepararon 27 probetas de Sawbone®, realizándose 3 observaciones por probeta. Las densidades usadas estuvieron entre los Grados: G10, G12, G15 G 20 y G30; se prepararon probetas con densidad combinada para simular el tejido cortical y trabecular; estas probetas fueron: G12/10, G15/12 G20/10, y G30/12.

Fig. 3. DIMENSIÓN DE LA PROBETA DE SAWBONE EN PROPORCIÓN CON LA LONGITUD DEL IMPLANTE DENTAL

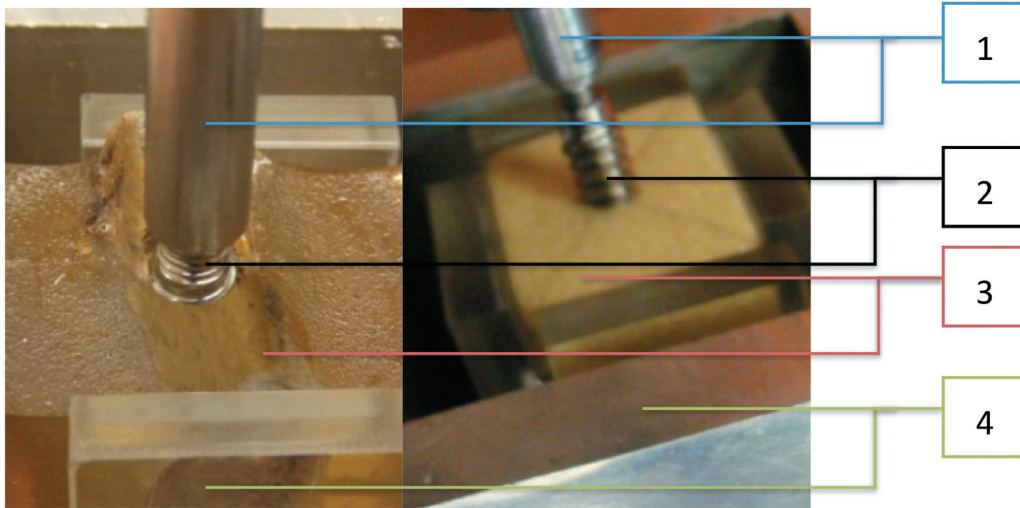


Fuente: autor

3.4. Ensayo de Torque de Inserción

El ensayo de TI fue realizado siguiendo la norma ASTM F543 A2; se tomaron las mediciones de los valores de torque requerido para ajustar un implante en los especímenes o probetas con diferente densidad. El torque fue aplicado por medio de un Torcómetro digital Modelo DSW-20 con copa 3/8", capacidad de 0.3-20 Nm. El TI medido fue el máximo valor registrado de los cuatro giros de 360° del Torcómetro. La lectura de datos del ensayo fue registrada en tiempo real en el software *Winedge*. En la Fig. 4, se especifican los componentes del montaje realizado con el Torcómetro digital para probetas de Sawbone® y especímenes óseos.

Fig. 4. DETALLE DE MONTAJE PARA LA INSERCIÓN EN LAS PROBETAS DE TEJIDO ÓSEO Y SAWBONE®



1- Acople del torcómetro a la cabeza del implante, 2- implante en Ti6Al4V, 3- especímenes hueso y Sawbone® y 4- portaprobeta.

Fuente: autor

3.5. Simulación Estructural por el Método de Elementos Finitos MEF

Se propuso el desarrollo de un estudio basado en un análisis estático estructural usando como variable el TI, mientras que la geometría del implante y el modelo óseo reconstruido así como las propiedades de los materiales de la interfase se mantuvieron constantes en las iteraciones realizadas por simulación. Los análisis fueron evaluados por los criterios de falla de Von mises para esfuerzo y deformación equivalente en función del torque aplicado. A continuación, se describen las condiciones definidas para el desarrollo del análisis por simulación.

Se realizó el modelado de la probeta ósea por medio de técnicas imagenológicas diagnósticas, imágenes tomográficas o CT (Computed Tomography); las imágenes del tejido óseo se obtuvieron en el tomógrafo computarizado helicoidal multicorte Toshiba (Hospital Universitario de Santander). Posteriormente, las imágenes fueron exportadas al software de ingeniería inversa Mimics® para seguir la reconstrucción de CT [23]. Con base en las CT, se realizó la reconstrucción del modelo 3D virtual, así como el modelado del implante, usando la herramienta software CADSolidWorks 2012. Los modelos fueron integrados virtualmente simulando la inserción del implante en la probeta ósea [24],[1] (ver Fig. 4). Desde el software Bio-CAD, se

seleccionó el tipo de malla para definir la discretización del modelo con el elemento de tetraedros Solid 72; una vez refinado el modelo fue exportado al software CAE.

De acuerdo con Kupczik [24], se establecieron las condiciones para realizar los análisis biomecánicos por simulación. Se definieron las regiones del modelo virtual; los soportes fueron ubicados en la base del modelado óseo y la carga del TI fue definida sobre el implante; la magnitud del TI, fue tomada con base en los datos obtenidos experimentalmente del ensayo de TI.

Fig. 5. MODELO VIRTUAL 3D DEL ESPECÍMEN ÓSEO CON IMPLANTE INSERTADO RECONSTRUIDO POR TOMOGRAFÍAS



Fuente: autor

Algunos datos de las propiedades mecánicas de los materiales registrados en la tabla I, fueron obtenidos por literatura [19], [12], [25]. Por otra parte, la caracterización de densidad del tejido óseo fue realizada por medio de la aplicación de métodos no destructivos, cuyos resultados fueron publicados previamente por Lopez y Cols [26]. Se estableció la relación de las escalas Hounsfield HU de las imágenes tomográficas con los tipos de densidad ósea descrita por Turkyilmaz y McGlumphy [22]. Las medias de los valores HU de mandíbula estuvieron entre 257.8 HU tomado de la región de hueso trabecular y 1507.8 HU correspondiente al hueso cortical [26], proporcionando un valor promedio de 882.3 HU equivalente a hueso tipo D2. El valor de densidad fue calculado partir de la curva de calibración; como resultado, la densidad obtenida para hueso cortical fue de 2.44 gr/cm³ y la densidad para hueso trabecular fue de 1.1 gr/cm³ [26]. Con base en el tipo de densidad se asoció al estudio hecho por Lin, quien definió el módulo de elasticidad para hueso D2 equivalente a E: 5.5 GPa y un coeficiente de poisson igual a 0.33 [27].

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En este apartado se describen los resultados obtenidos a partir del ensayo mecánico de torque de inserción y las simulaciones realizadas posteriormente; basados en el método de elementos finitos. Finalmente, se discuten los resultados obtenidos por simulación sobre el efecto de la magnitud del torque de inserción en la interfase hueso-implante.

4.1. Resultados para el ensayo de Torque de Inserción

Se registraron los valores de torque de inserción máximo, en cada experimento. Se realizaron tres observaciones por cada tipo de densidad de probeta (G 12, G12/10, G 15, G 20, G 20/10, G20/12, G30 y hueso); Se establecieron los límites mínimos y máximos de TI y se promediaron los valores de torque obtenidos, ver Tabla II.

Los valores de torque medidos estuvieron desde 0.25 hasta 1.45 Nm. El TI máximo se registró en las probetas de mandíbula, mientras que los valores mínimos entre 0.25 hasta 0.35

Nm fueron para las probetas G12, G15, y G20. No obstante, en las probetas G30 se obtuvo un torque promedio de 1.05 Nm. En las probetas Sawbone® combinadas G20/10 y G20/12, el torque fue de 0.25 Nm, una magnitud menor con respecto a las probetas sin combinar, debido a una mayor proporción de densidad del tejido de densidad 10 y 12. Derivado de los resultados del TI, se obtuvo el coeficiente de correlación positiva de 0.8505 entre TI y la densidad de las probetas, lo que permite una mejor comprensión sobre la obtención de valores de TI de mayor magnitud en probetas de mayor densidad, lo cual fue evidenciado en la en la Fig. 6, en la cual se muestra el gráfico torque de inserción/densidad. En este gráfico se registraron los valores máximos y mínimos por tipo de probetas.

4.2. Resultados obtenidos por simulación

Basados en los resultados del ensayo de TI, se seleccionaron las cargas de los valores de TI: 0.25, 0.35, 0.4, 0.6, 0.8 y 1.05 N-m. Los valores de TI inferiores y superiores a este rango no se consideraron, debido a que TI de 0.1 Nm, no fue suficiente para asegurar el implante, mientras que el TI de 1.45 Nm, el par de apriete causó fractura sobre la región cortical de las probetas óseas.

Los esfuerzos en la interfase hueso implante relacionados en la tabla III, mostraron que el aumento del TI en cada análisis, condujo a obtener mayores valores de esfuerzos y deformaciones unitarias evidenciando su efecto sobre el comportamiento biomecánico en la interfase hueso-implante. Los esfuerzos equivalentes fueron inferiores al S_y de 880 MPa del Ti6Al4V, describiendo la tendencia de un comportamiento elástico en la interfase del implante. No obstante, en la interfase ósea, a partir del torque 0,6 N-m, el esfuerzo máximo registrado fue de 19.979 MPa; superando el límite de fluencia del tejido óseo caracterizado en este estudio con 13.76 MPa.

Se registraron los datos de las deformaciones unitarias mínimas y máximas, estos valores fueron analizados para la interfase del tejido óseo. Las deformaciones unitarias máximas se concentraron en los primeros hilos de rosca preformados en la interfase ósea. Se encontró en esta región que a partir de torque 0.6 Nm se registró la deformación unitaria máxima de $4.45 \cdot 10^{-3}$ mm/mm,

equivalente a una deformación superior al 0,4%, de manera que a partir de este torque, se podría inducir a una sobrecarga patológica en la región cortical del tejido óseo [7]. No obstante, la media de la deformación unitaria obtenida para todos

los valores de TI estuvieron desde $5.25 \cdot 10^{-4}$ mm/mm hasta $5,25 \cdot 10^{-4}$ mm/mm, es decir, estos valores estarían dentro del límite de deformación unitaria permisible para reducir el riesgo de causar sobrecarga patológica y reabsorción del hueso.

TABLA I
PROPIEDADES MECÁNICAS UTILIZADAS PARA LAS SIMULACIONES COMPUTACIONALES

MATERIAL	Densidad gr/cm3	E Gpa	Poisson
G12[19], [25]	0.16	0.086	0.3
G15 [19], [25]	0.24	0.173	0.3
G20 [19], [25]	0.32	0.284	0.3
G30 [19], [25]	0.48	0.592	0.3
Hueso mandíbula	2.44[26]	5.5 [27]	0.33 [27]
Grade 5(ELI); Ti6Al4V [32]	4.47	113.8	0.3

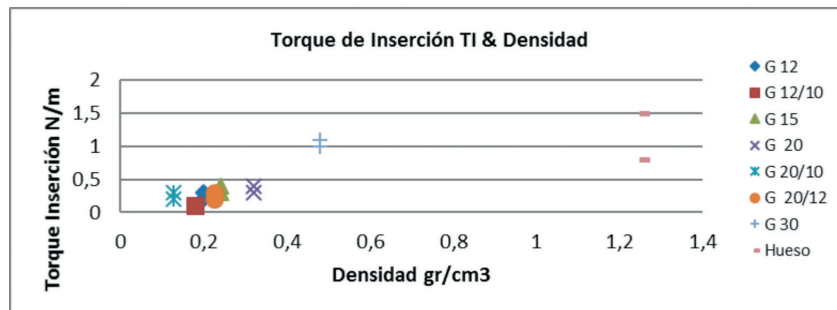
Fuente: autor

TABLA II
RESULTADOS DEL ENSAYO DE TORQUE DE INSERCIÓN SEGÚN ASTM F543 A2

Tipo de probeta	Registro de Torque (Nm)		Promedio (Nm)	
	min	max		
G 12	G 12	0.2	0.3	0.25
	G 12/10	0.1	0.1	0.1
G15	G 15	0.3	0.4	0.35
G 20	G 20	0.3	0.4	0.35
	G 20/10	0.2	0.3	0.25
	G 20/12	0.3	0.2	0.25
G 30	G 30	1	1.1	1.05
Hueso	Probeta 1	0.8	1.5	1.11

Fuente: autor

Fig. 6. TORQUE DE INSERCIÓN



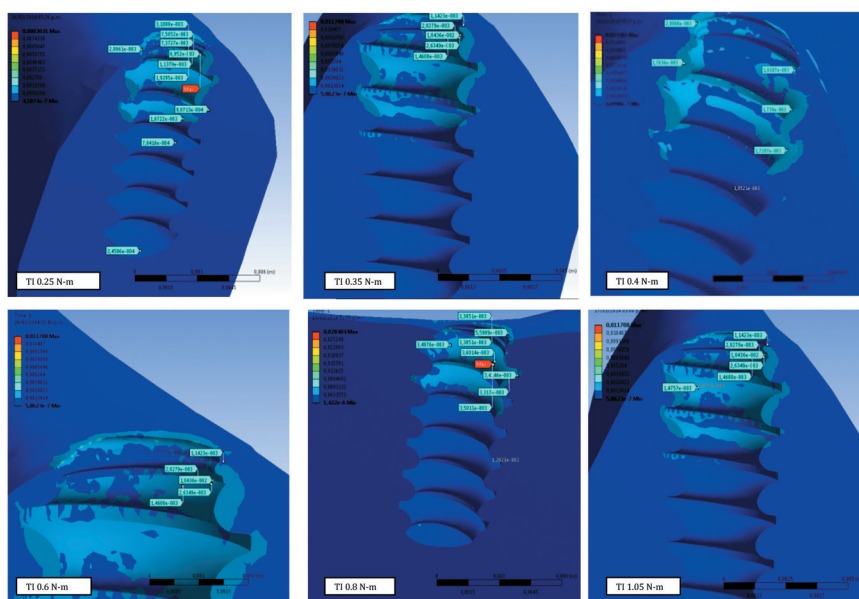
Fuente: autor

TABLA III
RESULTADOS CRITERIO DE FALLA (VON MISES)

Torque de inserción N-m	Esfuerzo equivalente Interfase tejido óseo MPa	Deformación unitaria equivalente Interfase tejido óseo mm/mm		
		Min	Máx.	Promedio
0,25	7,288	$4,187 \cdot 10^{-7}$	$1,05 \cdot 10^{-3}$	$5,25 \cdot 10^{-4}$
0,35	11,654	$5,867 \cdot 10^{-7}$	$2,26 \cdot 10^{-3}$	$1,13 \cdot 10^{-3}$
0,4	12,98	$6,69 \cdot 10^{-7}$	$2,87 \cdot 10^{-3}$	$1,43 \cdot 10^{-3}$
0,6	19,979	$1,008 \cdot 10^{-6}$	$4,45 \cdot 10^{-3}$	$2,22 \cdot 10^{-3}$
0,8	28,303	$1,422 \cdot 10^{-6}$	$6,31 \cdot 10^{-3}$	$3,15 \cdot 10^{-3}$
1,05	34,963	$1,756 \cdot 10^{-6}$	$7,79 \cdot 10^{-3}$	$3,89 \cdot 10^{-3}$

Fuente: autor

Fig. 7. DEFORMACIÓN EQUIVALENTE DE VON MISES PARA LOS VALORES DE TORQUE



Valores de deformación unitaria en la interfase ósea obtenida a partir de TI 0.25,0.35,0.4,0.6,0.85 y 1.05 N-m

Fuente: autor

En la Fig. 7 se observa un corte de la región ósea y sus deformaciones equivalentes producidas por efecto del TI. Con base en estos resultados, como se muestran las imágenes de deformación unitaria obtenida en los valores de torque analizados se presentó una concentración de esfuerzos en la región cortical.

4. CONCLUSIONES

A pesar de la diferencia de densidades entre las probetas de Sawbone® de origen polimérico y hueso de mandíbula cuya naturaleza es un compuesto natural, el uso de las probetas de Sawbone® permitieron ampliar la muestra experimental y suplir la limitación del número disponible de especímenes óseos humanos. Por otra parte, los resultados obtenidos de las probetas óseas y las diferentes densidades de Sawbone®, proporcionaron los valores de Tique; permitieron determinar una correlación positiva de 0.8505, estableciendo una directa proporcionalidad entre la obtención de mayores valores de TI en probetas de mayor densidad. Esta tendencia coincide en estudios similares realizados por Beer [29] yTurkyilmaz [22], quienes establecieron una correlación entre la densidad, los valores HU y el TI [22],[29]. Por otra parte, según Goswami [30] la

medición del TI, es útil para evaluar o identificar la calidad del hueso en función de la densidad y la dureza.

Las simulaciones de los valores de TI permitieron analizar el comportamiento biomecánico en la interfase hueso-implante, obteniendo una aproximación sobre los esfuerzos y deformaciones equivalentes de Von mises, lo que permitió entender mejor el comportamiento biomecánico por efecto del torque, el cual no es posible medir y cuantificar experimentalmente.

A partir de los modelos de elementos finitos y pruebas experimentales realizadas con el grupo de las muestras, se pudo establecer que los valores de torque de inserción entre 0.25, 0.35 y 0.4 Nm aplicado sobre hueso tipo D2, corresponden a los valores adecuados porque en la interfase hueso implante, su deformación equivalente es inferior al 0,4%, dado que en teoría, el hueso alcanzaría niveles de sobrecarga media, es decir, según la teoría habría mayor aposición ósea; lo que contribuiría posteriormente a mayor deposición ósea que reabsorción, favoreciendo la remodelación del tejido [7]. Además, estos resultados son coherentes con los rangos de torque usados en práctica clínica implantológica para insertar implantes dentales [10]. Por otra parte, a pesar de que la

media de las deformaciones unitarias obtenidas en todos los valores de torque aplicado por simulación fueron inferiores a 0.004, la evidencia de deformaciones máximas superiores a 0.4% y su distribución en la región cortical podría conducir a sobrecarga patológica que conllevaría a la presencia de grietas y micro-fracturas, conduciendo a su posterior aflojamiento [7]; entonces, se concluye que bajo esas condiciones, los valores de torque a partir de 0.6 Nm podríanno ser recomendados.

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan su agradecimiento a la Vicerrectoría de Investigación y Extensión de la UIS por el apoyo y financiación brindado al proyecto titulado “investigación para la clasificación de tipologías de fracturas de cráneo, basado en técnicas imagenológicas diagnósticas para la caracterización del diseño de implantes ajustados a la geometría ósea” código 1361.

REFERENCIAS

- [1] R. C. W. Wong, H. Tideman, M. a W. Merkx, J. Jansen, S. M. Goh, and K. Liao, “Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles,” in *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 40, no. 4, pp. 393–400, Apr. 2011.
- [2] S. Faegh and S. Müftü, “Load transfer along the bone-dental implant interface,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 9, pp. 1761–70, Jun. 2010.
- [3] S. Gomes and A. Shimano, “Behavior of cortical screws submitted to manual,” en *Acta ortop bras.*, vol. 16, no. 2, pp. 81–84, 2008.
- [4] O. Dilek, E. Tezulas, and M. Dincel, “Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone,” in *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, vol. 105, no. 2, pp. e20–7, Feb. 2008.
- [5] M. C. Cehreli, M. Akkocaoglu, A. Comert, I. Tekdemir, and K. Akca, “Bone strains around apically free versus grafted implants in the posterior maxilla of human cadavers,” in *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 45, no. 4, pp. 395–402, Apr. 2007.
- [6] M. Cehreli, M. Akkocaoglu, and K. Akca, “Numerical simulation of in vivo intraosseous torsional failure of a hollow-screw oral implant.,” in *Head Face Med.*, vol. 2, p. 36, Jan. 2006.
- [7] J. Cano-Sánchez, J. Campo-Trapero, J. J. Sánchez-Gutiérrez, and a. Bascones-Martínez, “Mecanobiología de los huesos maxilares: II. Remodelación ósea,” *Av. Odontoestomatol.*, vol. 24, no. 2, pp. 177–186, Apr. 2008.
- [8] C. E. Misch, “Densidad ósea: factor determinante en el plan de tratamiento,” en *implantología contemporánea*, Third ed, Canada: Mosby Elsevier, 2007, pp. 133–1120.
- [9] C. S. Jorge, “Departamento de Medicina y Cirugía Bucofacial,” en *Universidad Complutense de Madrid*, 2003.
- [10] J. Martinez-González, J. Cano Sánchez, J. Campo Trapero, M. Martinez-Gonzalez, and F. Garcia-Sabán, “Diseño de los implantes dentales : estado actual,” en *Av. Periodoncia*, vol.14, no. 3, pp. 129–136, 2002.
- [11] O. C. Zienkiewicz and F. Emeritus, “The Basis,” in *The Finite Element Method*, Fifth, vol. 1, Berkeley California: Butterworth Heinemann, 2000, p. 689.
- [12] B. Simşek, E. Erkmen, D. Yilmaz, and A. Eser, “Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis,” in *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, no. 3, pp. 199–213, Apr. 2006.
- [13] M. C. Cehreli, D. Karasoy, K. Akca, and S. Eckert, “Meta-analysis of methods used to,” in *Int J Oral Maxillofac. Implant.*, vol. 24, pp. 1015–1032, 2009.
- [14] F. J. Gil, A. Crespo, C. Aparicio, J. Peña, M. Marsal, and J. A. Planell, “Aflojamiento de tornillos de conexión implante dental- prótesis mediante simulacion de cargas ciclicas masticatorias,” in *An. Mecánica la Fract.*, vol. 20, no. 1, pp. 491–494, 2003.
- [15] M. J. P. González, “Análisis tensodimensional de un tornillo,” *Universidad Carlos III de Madrid Escuela Politécnica Superior*, 2010.
- [16] ASTM International, “Standard specification and test methods for metallic medical bone screws,” vol. 1, C. United State, pp. 1–20, 2009.
- [17] M. Niinomi, “Mechanical properties of biomedical titanium alloys,” in *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 243, no. 1–2, pp. 231–236, Mar. 1998.
- [18] M. Long and H. J. Rack, “Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective,” in *Bio-materials*, vol. 19, no. 18, pp. 1621–39, Sep. 1998.
- [19] F. Technique, R. Metals, T. Alloys, Q. C. Program, and T. Alloys, *Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications*, UNS, no. C, pp. 1–5. United State, 2009.

- [20] "Titanium Ti-6Al-4V (Grade 5), Annealed." Material Property Data.
- [21] ASTM International, "Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopaedic," *Devices and Instruments* 1, vol. 08, no.2, p.6. United States, 2012.
- [22] I. Turkyilmaz and E. a McGlumphy, "Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study," *BMC Oral Health*, vol. 8, p. 32, Jan. 2008.
- [23] H. Rotaru, H. Stan, I. S. Florian, R. Schumacher, Y.-T. Park, S.-G. Kim, H. Chezan, N. Balc, and M. Baciut, "Cranioplasty with custom-made implants: analyzing the cases of 10 patients," *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 70, no. 2, pp. e169–76, Feb. 2012.
- [24] K. Kupczik, "Virtual biomechanics : basic concepts and technical aspects of fi nite element analysis in vertebrate morphology," in *J. Anthropol. Sci. Sci.*, vol. 86, pp. 193–198, 2008.
- [25] C.-L. Lin, J.-C. Wang, and Y.-C. Kuo, "Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections," in *J. Biomech.*, vol. 39, no. 3, pp. 453–63, Jan. 2006.
- [26] C. I. Lopez, J. F. Archila, and K. M. Cantero, "Aplicación de un método no destructivo para la obtención propiedades físicas de tejido óseo basado técnica imagenológica y herramientas software cad Application of a non destructive method for developing physical properties of bone," en *Prospectiva*, vol. 10, no. 2, pp. 22–30, 2012.
- [27] C. Lin, Y.-C. Kuo, and T.-S. Lin, "Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants : a 3-D non-linear finite element analysis," in *Biomed. Eng. Appl. Basis Commun.*, vol. 17, no. 1, pp. 44–49, 2005.
- [28] Pacific Research laboratory, "Sawbone Worldwide," in *Solid Rigid Polyurethane Foam, 2014* [Online]. Available: <http://www.sawbones.com/products/bio/test-blocks/solidfoam.aspx>.
- [29] A. Beer, A. Gahleitner, A. Holm, M. Tschabitscher, and P. Homolka, "Correlation of insertion torques with bone mineral density from dental quantitative CT in the mandible," in *Cli. Oral Impl.*, vol. 14, pp. 616–620, 2003.
- [30] M. . Goswami, M. Kumar, A. Vats, and B. A. S. Bansal, "Evaluation of dental implant insertion torque using a manual ratchet," in *Med. J. Armed Forces India*, vol. in press, pp. 1–6, 2013.