



Posgrado Rehabilitación Oral – Universidad CES 2024

Docentes: Dr Sebastián Muñoz Zapata; Dr Alejandro Villegas Giraldo.

Residente: Luis Fernando Rodríguez Vásquez.

Paradigma Del Torque De Inserción. Un Parámetro Influyente A Nivel Biológico y Protésico En Implantología.

Revisión De Literatura

Resumen

Objetivo: Evaluar la tasa de fracaso del implante, cambios en el nivel óseo marginal periimplantario, las medidas de estabilidad del implante, las complicaciones biológicas y técnicas cuando se usa un de torque de inserción alto (50 Ncm) y regular (<50 Ncm) en el momento de la colocación del implante para prótesis unitaria o múltiple con implantes dentales.

Descripción: Un torque de inserción elevado en implantes dentales se refiere a la fuerza torsional necesaria para insertar un implante en el hueso maxilar o mandibular durante la cirugía. Un torque elevado generalmente indica una buena estabilidad primaria, lo cual es crucial para el éxito del implante, especialmente en casos de carga inmediata. El rango óptimo para el torque de inserción suele estar entre 30 y 50 Ncm. Un valor dentro de este rango asegura una estabilidad adecuada sin dañar el hueso. Sin embargo, un torque excesivo (> 70 Ncm) puede comprimir el hueso, causando necrosis, mientras que un torque bajo (<25 Ncm) podría no proporcionar la estabilidad necesaria. Factores como la densidad del hueso, el diseño del implante y el protocolo de fresado influyen en el nivel de torque requerido. Implantes con roscas profundas y huesos más densos tienden a requerir más torque.

Conclusiones: Basado en revisiones de literaturas, un torque de inserción alto en implantes dentales es generalmente un buen indicador de estabilidad primaria y éxito potencial del implante, siempre que esté dentro de un rango óptimo. Sin embargo, un manejo cuidadoso es esencial para evitar complicaciones como la necrosis ósea o la falta de osteointegración.

Importancia Clínica: Un torque de inserción elevado es beneficioso para garantizar la firmeza del implante y evitar micro movimientos, su importancia clínica radica en que debe controlarse cuidadosamente para evitar daños al hueso como necrosis ósea que desencadena una pérdida ósea progresiva en el hueso periimplantario, o daños al implante como fracturas en la conexión y en el ápice del implante y en su superficie, liberando partículas de titanio que a su vez perjudican la estabilidad y homeostasis ósea periimplantaria.

Palabras Claves: Torque de inserción, estabilidad primaria, diseño de implantes, densidad y calidad ósea, oseointegración, cociente de estabilidad del implante (ISQ).

1. Introducción

En las últimas décadas, el progreso tecnológico y la investigación clínica han proporcionado protocolos quirúrgicos y protésicos innovadores para la terapia con implantes. Se discuten algunos de los requisitos originales de la osteointegración para satisfacer a los pacientes en un tiempo de tratamiento reducido, una estética mejorada y mayor comodidad. Se han modificado los implantes en su micro y macroestructura para aumentar la estabilidad primaria y la formación de hueso nuevo.(1)

La estabilidad primaria es un criterio esencial para obtener una futura osteointegración. Se define como: la estabilidad mecánica obtenida inmediatamente después de la inserción de un implante dental, o en palabras más simples, la fuerza de fijación hueso-implante.(2) Está influenciada por el diseño del implante (geometría) y el tratamiento de la superficie, las

características específicas del sitio de implantación (cantidad del hueso nativo), así como la técnica quirúrgica empleada en la preparación del sitio del implante.(2,3)La estabilidad primaria se ha relacionado a menudo con el torque de inserción (IT), que se define como la resistencia rotacional en el momento de la colocación del implante.(4) Es una medida de la calidad del anclaje de un implante en el hueso alveolar y debe medirse inmediatamente después de la inserción, ya que los niveles de estabilidad pueden variar con el tiempo debido a la remodelación ósea en la interfaz hueso-implante. (5)Durante la colocación de los implantes, el clínico percibe la estabilidad de los implantes según la resistencia rotacional que se produce al insertarlos. (4)Los valores de TI, medidos en Newton centímetros (N-cm), están influenciados por la calidad y cantidad ósea en el sitio de inserción y por el diámetro del implante en relación con el



diámetro de la osteotomía.(1) Varios autores sugieren que es deseable un alto torque de inserción (50Ncm) en los implantes para mejorar los fenómenos de osteointegración, ya que el torque tiene una relación directamente proporcional con la estabilidad primaria por lo que se reduce el espacio entre la superficie del implante y el hueso circundante, disminuyendo así los posibles micro movimientos. (4) Un TI más alto puede contribuir a la estabilidad primaria del implante, pero también existe un riesgo asociado de dañar los tejidos periimplantarios como el hueso interfacial debido al aumento de la tensión por la posible sobre compresión ósea, pueden ser beneficiosas para mejorar la estabilidad primaria de un implante, pero la compresión excesiva de los vasos sanguíneos en el tejido periimplantar puede provocar necrosis ósea lo que resultaría en el fracaso de la oseointegración.(2,4,6,7) Algunos investigadores afirman que cuando los valores de TI son altos, se produce necrosis ósea localizada, microfractura del hueso interfacial y recesión de tejidos blandos.(3,6,8,9) Además, la sobrecarga o distribución irregular de fuerzas debido al alto torque de inserción puede producir alteraciones y deformaciones en las diferentes estructuras de los implantes. De hecho, se han observado cambios de superficie a nivel de la plataforma, provocando aflojamiento del tornillo de retención, daño al destornillador del implante y desgaste de las roscas internas de los implantes.(4)

2. Métodos para medir el torque

Los métodos para medir el torque de inserción incluyen el uso de varios dispositivos y técnicas de medición, que son fundamentales para evaluar la estabilidad primaria. Estos son los métodos principales:

- 2.1 La percepción del cirujano:** Se basa en la resistencia al corte y el torque de asentamiento del implante durante la inserción. La percepción de una “buena” estabilidad puede aumentar con la sensación de una parada abrupta cuando se asienta el implante. La percepción de un cirujano experimentado es, por supuesto, invaluable y no debe descartarse en ninguna circunstancia. Es difícil de comunicar a los demás. Sin embargo, lo más importante es que este tipo de medición solo se puede realizar cuando se inserta el implante, no se puede usar más tarde, por ejemplo, antes de cargar el implante.
- 2.2 Técnicas de imagen:** Utilizadas para evaluar tanto la cantidad como calidad del hueso y la salud del implante. Después de la cirugía, se evalúan los cambios en cantidad y calidad del hueso, y estimando la pérdida de hueso crestal, que es una consecuencia

del proceso de osteointegración. Existen limitaciones con el uso de una radiografía convencional para realizar una evaluación precisa e independiente de la estabilidad del implante. Ya que estas no proporcionan información sobre el nivel óseo, y la pérdida ósea a este nivel precede a la pérdida ósea mesio-distal. Ni la calidad ni la densidad del hueso se pueden cuantificar con este método. Incluso los cambios en el mineral óseo no pueden detectarse radiográficamente hasta que se haya producido el 40% de la desmineralización.

- 2.3 Análisis de resistencia al torque de corte (ARC):** Es la cantidad de unidad de volumen de hueso eliminada por un motor eléctrico y se mide controlando la presión manual durante la perforación a baja velocidad. Determina áreas de hueso de baja densidad y cuantifica la dureza del hueso durante la osteotomía del implante en el momento de su colocación.(10) Este método puede proporcionar información útil para determinar un período de cicatrización óptimo en una determinada ubicación del arco con una determinada calidad ósea. La principal limitación del ARC es que no brinda información sobre la calidad del hueso hasta que se prepara el sitio de la osteotomía, tampoco puede identificar el límite “crítico” inferior del valor del torque de corte (es decir, el valor en el que el implante estaría en riesgo). (11)
- 2.4 Dispositivos electrónicos de limitación de torque (DELT):** Son conocidos por su precisión y se utilizan para aplicar y medir valores específicos de par durante la colocación del implante. Faraj et al. compararon los dispositivos electrónicos de limitación de torque con los mecánicos y descubrieron que eran muy precisos.(6) El dispositivo electrónico (DELT) fue el único dispositivo preciso dentro del estándar ISO de precisión del 6 % para cada una de las combinaciones de valor de torque. Son un método aceptable para proporcionar torque para restauraciones de implantes para pilares rectos y angulados con valores de torque de 15 Ncm y 35 Ncm. Los dispositivos mecánicos limitadores de torque de tipo viga (BT) de estilo convencional son una herramienta simple, predecible, validada y económica para proporcionar un torque preciso con valores de torque de 15 Ncm y 35 Ncm. Los dispositivos mecánicos limitadores de torque de estilo pieza de mano (HS) son predecibles para proporcionar valores de torque de 15 Ncm.(12)

- 2.5 Prueba de torque inverso:** Evalúa la estabilidad secundaria del implante. Los implantes que giran cuando se aplica torque inverso indican que BIC podría destruirse. Además, no puede cuantificar el grado de osteointegración ya que los límites de umbral varían



entre los pacientes, el material del implante, la calidad y la cantidad de hueso.

- 2.6 Prueba de torque de asiento:** El torque de asentamiento final brinda cierta información sobre la estabilidad primaria del implante cuando el implante alcanza su posiciónápico-oclusal final. Se realiza después de la colocación del implante.
- 2.7 Prueba de percusión:** Método más simple que se puede utilizar para estimar el nivel de osteointegración. Esta prueba se basa en la ciencia vibracional-acústica y la teoría de respuesta al impacto. En el sonido que se escucha tras la percusión con un instrumento metálico. Un sonido de "cristal" que suena indica una osteointegración exitosa, mientras que un sonido "sordo" puede indicar que no hay osteointegración. Sin embargo, este método se basa en gran medida en el nivel de experiencia y la creencia subjetiva del médico. Por lo tanto, no puede usarse experimentalmente como un método de prueba estandarizado.
- 2.8 Periotest (PT):** Cuantifica la movilidad de un implante midiendo la reacción de los tejidos periimplantarios a una carga de impacto definida, mide el contacto temporal de la punta del instrumento durante percusiones repetitivas sobre el implante. Los valores de PT incluyen un rango estrecho en la escala del instrumento y, por lo tanto, brindan información comparativamente menos sensible sobre la estabilidad del implante. Fue introducido por Schulte para realizar mediciones de las características de amortiguación del ligamento periodontal, evaluando así la movilidad del diente natural. Utiliza una varilla metálica de golpeteo impulsada electromagnéticamente y controlada electrónicamente en una pieza de mano. Rango de valores: de -8 (baja movilidad) a +50 (alta movilidad). Puede medir la densidad ósea en el momento de la colocación del implante y la colocación posquirúrgica del implante. La confiabilidad de este método es cuestionable debido a la escasa sensibilidad y susceptibilidad a muchas variables.
- 2.9 Torquímetros computarizados:** Son dispositivos avanzados, pueden medir los valores de torque de inserción con precisión. (1) El valor del torque de inserción (VTI) se obtuvo con un torquímetro computarizado y los valores del cociente de estabilidad del implante (ISQ) se midieron utilizando un aparato de frecuencia de resonancia.(2) el torque de inserción (IT) y el análisis de frecuencia de resonancia (RFA) son los más utilizados a nivel mundial. Clínicamente, los valores de RFA o los valores de cociente de estabilidad del implante (ISQ) se han correlacionado con cambios

en la estabilidad del implante durante la cicatrización ósea. Por lo tanto, se cree que los valores de IT e ISQ tienen una correlación positiva. (2,13)

- 2.10 Análisis de frecuencia de resonancia:** Método de diagnóstico no invasivo, mide la estabilidad del implante y la densidad ósea en varios puntos de tiempo usando vibración y un principio de análisis estructural. Mide la frecuencia de resonancia de un transductor adherido al cuerpo del implante, que es estimulado por diferentes frecuencias. es un indicador confiable para identificar la estabilidad del implante con seguridad. El instrumento tiene un panel de visualización gráfico que muestra los valores del ISQ, que indican la firmeza en la interfaz implante-tejido. Los valores ISQ superiores a 65 se han considerado los más favorables para la estabilidad del implante, mientras que los ISQ inferiores a 45 indican una estabilidad primaria deficiente. Una desventaja de la técnica de evaluación ISQ es que el valor depende de la inserción del imán (transductor) en el implante. Cuando el transductor no está bien atornillado al cuerpo del implante (sin utilizar el torque de inserción final), se ha evaluado un valor bajo de ISQ. Además, el valor ISQ solo se puede realizar antes de conectar el pilar definitivo y no se puede realizar con la restauración protésica. El transductor consta de dos elementos cerámicos, uno del cual vibra una señal sinusoidal (5–15 kHz) mientras que el otro sirve como receptor. El transductor se atornilla directamente al cuerpo del implante y sacude el implante a una entrada y amplitud constantes, comenzando en una frecuencia baja y aumentando en tono hasta que el implante resuene. La resonancia de alta frecuencia indica una interfaz hueso-implante más fuerte. También proporciona una lectura de referencia para futuras comparaciones y la colocación posquirúrgica del implante. La RFA se ha utilizado ampliamente para evaluar clínicamente la osteointegración, así como para la evaluación pronóstica. Sin embargo, este último aspecto aún debe ser cuestionado. (11,14,15)
- 2.11 Osstell:** Primer producto comercialmente disponible para medir la estabilidad de los implantes. La tecnología electrónica combina el transductor, el análisis computarizado y la fuente de excitación en una sola máquina. mide la rigidez y la deflexión del complejo implante-hueso.(7) El cociente de estabilidad del implante (ISQ) es la unidad de medida (ISQ de 0 a 100) utilizada. Cuando se utiliza en el momento de la colocación del implante, proporciona una lectura de referencia para futuras comparaciones y la colocación posquirúrgica del implante.(16) Se considera que el sistema Osstell tiene un resultado de repetibilidad y reproducibilidad casi perfecto.(17,18)

3. Discusión

Es una creencia común que el desarrollo de una estabilidad primaria firme del implante con un alto torque de inserción es un requisito para el éxito a largo plazo de un implante dental funcional. Algunos estudios han correlacionado la estabilidad primaria del implante con valores más elevados de torque de inserción. Si bien puede parecer intuitivo que un alto torque de inserción conduce a un mejor acoplamiento de la rosca al hueso, muchos estudios preclínicos han sugerido que el TI no se relaciona necesariamente con la estabilidad primaria. La estabilidad primaria del implante depende de la calidad/cantidad ósea, la geometría y el diseño del implante y la técnica quirúrgica. Se han promovido valores de torque de inserción altos para mejorar la estabilidad y, por lo tanto, la osteointegración de los implantes, especialmente en casos de mala calidad ósea. (1,19) La inducción de micro movimientos durante la carga funcional puede ser la principal responsable del fracaso de la osteointegración y, por último, de la pérdida del implante. El micro movimiento en la interfaz hueso-implante debe ser inferior a 50-100 micras bajo carga. Los micro movimientos por encima de 50-100 micrómetros pueden influir negativamente en la osteointegración y la remodelación ósea al formar tejidos fibrosos e inducir la reabsorción ósea en la interfaz hueso-implante. Por lo tanto, una alta estabilidad inicial (mecánica) es esencial para una osteointegración exitosa de los implantes dentales.(20–24).

3.1 Complicaciones asociadas a un alto TI

Sobre compresión ósea, reabsorciones óseas, necrosis ósea, recesión de tejidos blandos, microfracturas, retraso en el proceso de cicatrización, falla en la osteointegración, fibrosis alrededor de los implantes, complicaciones mecánicas (deformar conexión protésica (filtración de bacterias por interfaz implante-pilar), abrasión de roscas del implante) biológicas (periimplantitis por titanio) clínicas (aflojamiento del pilar y corona, fractura del tornillo).(1,4,25,26)

3.2 Factores influyentes en un alto TI

3.2.1 Macro geometría del implante (diseño y conexiones del implante).(4)

Se refiere a la estructura tridimensional de un implante con todos los componentes que lo caracterizan. Se ha informado que el diseño del implante es un parámetro vital para lograr la estabilidad primaria. Originalmente, los implantes se fabricaban con un diseño paralelo, no eran apropiados para la mayoría de las aplicaciones.

Luego se introdujeron los implantes cónicos para mejorar la estética y ayudar su colocación entre los dientes naturales adyacentes. La hipótesis detrás de uso de implantes cónicos era proporcionar un grado de compresión del hueso cortical en un sitio de implante con hueso inadecuado ya que los cilíndricos de cuerpo ancho aumentan el riesgo de perforación del hueso labial, especialmente en las crestas alveolares delgadas.(16,20–22,27)

El diseño del implante (su forma y forma de las roscas) influye en el TI. Freitas et al., en su estudio de ingeniería mecánica, demostraron que los implantes que difieren únicamente en su rosca de corte pueden alcanzar diferentes valores de TI. Descubrieron que la rosca de corte más eficiente daba como resultado un menor TI y una mayor capacidad del sistema implante/hueso para soportar el desplazamiento. (1,28) Existen varios tipos de conexiones protésicas; las más utilizadas son las conexiones hexagonales internas y externas. Estas se han utilizado con éxito porque evitan la rotación del pilar. En un estudio (que usaron conexiones hexagonales internas y cónicas), se observó que a partir de la aplicación de 45 y 55 Ncm se observaron deformaciones en la conexión protésica. La deformación fue proporcional al valor del torque de inserción. Esto enfatiza la importancia de evitar el uso de un torque excesivo (>45 Ncm) al colocar los implantes. La deformación de la conexión protésica podría dar lugar a un aumento del espacio en la interfaz implante-pilar, permitiendo que las bacterias se filtren y, posteriormente, provoquen una pérdida ósea. Sin embargo, estos valores umbrales de TI contrastan con el estudio realizado por Teixeira et al., quienes evaluaron la deformación de varias plataformas sometidas a una prueba de torsión manual de 80 y 120 Ncm. En el estudio se evaluaron conexiones hexagonales externas e internas y de cono morse. Sus resultados mostraron que la conexión morse y hexagonal interna demostraron la menor deformación cuando se aplicó un torque de inserción de 120 Ncm. (4,29–31)

3.2.2 Propiedad del material (tipos de titanio)(4)

Se podría especular que el titanio grado 5 es el grado que mejor tolera las fuerzas de torsión durante la colocación del implante, en comparación con el grado 23 y el grado 4. Debido a que contiene menos hierro y los elementos intersticiales carbono y oxígeno, se dice que el titanio grado 23 6AL-4V es más puro que el Grado 5 y, en consecuencia, menos resistente. Además, el titanio grado 4 es una nueva composición lograda con el método de conformado en frío, que se describe para mejorar las propiedades mecánicas del

titanio de grado 5. Sin embargo, se reveló que la aleación de grado 5 tiene propiedades mecánicas superiores, como lo demuestra el daño superficial sostenido mínimo en comparación con la aleación de titanio de grado 23 y el titanio de grado 4.(6)

Durante la colocación del implante, se producen áreas localizadas de concentración de tensión en la superficie del implante, lo que podría socavar su integridad y provocar una liberación de partículas de titanio en el hueso circundante. La presencia de restos de titanio podría provocar inflamación y posterior reabsorción ósea. Esto fue evidenciado por el estudio de Mints. Se demostró que la inserción del implante podía liberar hasta 0,5 mg de partículas en la interfaz implante-hueso.(32,33) Además, investigaciones anteriores encontraron que 0,2 a 3,0 mg de partículas de titanio sueltas podrían causar Osteólisis aséptica, lo que resultaría en una actividad osteoclástica significativa e irregular y áreas óseas reabsorbidas que eran entre un 8% y un 35% más altas que las zonas de control. Se ha descubierto que una respuesta inflamatoria persistente es una de las causas principales del aflojamiento aséptico de los implantes cuando hay partículas de desgaste presentes.(34,35) Se ha demostrado que las partículas de titanio potencian las citocinas inflamatorias como la IL-6, la IL-8 y el factor de necrosis tumoral alfa. Como resultado, la pérdida de integridad de la superficie del implante puede tener un impacto negativo en la cicatrización del sitio quirúrgico.(3,6)

3.2.3 Preparación del lecho implantario (diseño de las fresas). (2,4):

La calidad de la fresa es muy importante, ya que la intensidad del traumatismo causado por el procedimiento de osteotomía puede determinar la respuesta ósea. Gehrke mostró histológicamente una mejor respuesta ósea cuando la fresa final utilizada en la osteotomía era nueva y eficiente en el corte (de un solo uso).(2) Se puede especular que cuanto más preciso sea el orificio cilíndrico/ cónico producido por la fresa, mejor será el ajuste con el implante y, en consecuencia, mayor será la posibilidad de lograr una estabilidad primaria óptima del implante, favoreciendo en la osteointegración y la capacidad de carga. Por el contrario, un implante con un mal ajuste del sitio perforado puede lograr una mala estabilidad y tener un mayor riesgo de micro movimientos excesivos en la interfaz hueso-implante, perjudicando la osteointegración. (2,36) El diseño de la fresa debe

permitir una cirugía lo menos traumática posible, y esta consideración debe determinar las características de la fresa como la geometría y el diseño de la ranura, el filo de las hojas, el diámetro, así como la perforación. Además, las características del hueso como el grosor del hueso cortical y la densidad ósea, así como el tiempo necesario para la preparación del sitio del implante pueden afectar la generación de calor durante la perforación. Basado en los resultados obtenidos en el reciente estudio in vitro realizado por Sierra-Rebolledo et al. de 2016, no existe evidencia que respalde un protocolo de fresado de tamaño inferior para aumentar la estabilidad inicial en la colocación inmediata de implantes, debido al papel crítico que tendría la densidad ósea. Una revisión sistemática reciente confirmó esta consideración: la técnica de perforación insuficiente es significativamente útil en hueso de baja densidad, pero no hay evidencia de su utilidad en hueso denso y la evidencia clínica del efecto del torque de inserción en la pérdida ósea marginal es pobre y no concluyente.(1)

La posibilidad de acortar el procedimiento de perforación en general puede resultar beneficiosa para los tejidos, reduciendo el daño local y las molestias de los pacientes. (2,37) Las fresas Straumann (Imagen a), tienen tres canales con bordes cortantes diseñados para eliminar el hueso durante la perforación, mientras que las fresas Densah (Imagen b), tienen cuatro o más canales con bordes no cortantes que, según se afirma, compactan el hueso hacia la pared de la osteotomía. (38)

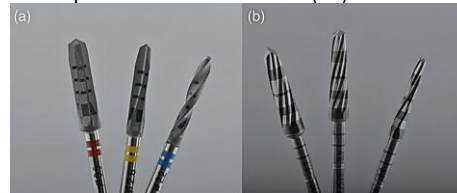


Imagen a. fresas Straumann; Imagen b. fresas Densah. (38)

3.2.4 Tejido óseo residual post implante (cantidad y calidad ósea), técnica quirúrgica.(1)

La estabilidad inicial depende de la densidad ósea. El TI también aumenta según el grosor del hueso cortical, y se observó un ligero aumento de la estabilidad inicial. Esto sugiere que el volumen de hueso de alta densidad afecta la estabilidad inicial. (2,39,40) La osteotomía mediante diferentes métodos (piezoeléctrico vs. perforación convencional) ha demostrado diferentes resultados clínicos, es decir, la estabilidad de los implantes colocados mediante el método piezoeléctrico fue mayor que la de los implantes colocados mediante la técnica convencional. Estos datos pueden indicar que la técnica



quirúrgica tiene una función importante en la estabilidad del implante. (2) La técnica más utilizada para lograr la estabilidad primaria es la preparación insuficiente de la osteotomía que conduce a una situación de ajuste a presión donde el hueso está en estrecho contacto con la superficie del implante. Se requiere un TI más alto para las regiones que tienen un hueso cortical más grueso para penetrar.(41–43)

3.2.5 Cantidad de contacto hueso-implante (BIC) y tensiones de compresión.(2,44)

Estas tensiones pueden ser beneficiosas para mejorar la estabilidad primaria de un implante, pero La compresión excesiva de los vasos sanguíneos en el tejido óseo que rodea el implante puede provocar necrosis e isquemia local del hueso en la interfaz implante-tejido. (2,45) Los resultados de un estudio mostraron que el TI y la estabilidad inicial aumentó de acuerdo con la calidad del orificio, lo que sugiere una correlación positiva entre estos parámetros. (2,46) Los micro daños pueden causar cambios en las células conectadas a través del sistema Haversiano; Por lo tanto, la colocación de implantes con un TI alto provoca una constricción inmediata del flujo sanguíneo, crea microfracturas en el hueso periimplantario y causa una muerte extensa de osteocitos.(6) Además, el torque de inserción del implante podría exceder el límite elástico del hueso (aunque el hueso es un tejido elástico adaptativo, con un alto valor de TI, sufre una tensión plástica permanente), generando micro fisuras peligrosas que podrían resultar en la progresión de la pérdida ósea crestal. Campos et al. demostraron histológicamente que un mayor torque de inserción se asocia a una mayor necrosis por compresión. Por el contrario, la necrosis y la remodelación ósea son mínimas cuando se alcanzan valores de torque de inserción menores. Además, la formación de “cámaras de cicatrización” de hueso de tipo intramembranoso acortaría el tiempo necesario para lograr la estabilidad secundaria. (1,47–49)

4. Conclusiones

Los valores elevados de torque de inserción provocan deformaciones de la superficie del implante. Hay mayor daño en la porción apical y a nivel de las roscas de los implantes. Las alteraciones sufridas por los implantes fueron proporcionales a las intensidades del TI; Torques de inserción de 45 Ncm y superiores provocaron daños más significativos tanto en la superficie del implante como en la conexión.(4) Los implantes colocados con un alto TI, el torque mostró una mayor reabsorción ósea en comparación con los implantes colocados con un TI regular. (1) Los datos presentados demuestran cómo un TI alto genera tensión en el hueso periimplantario que es perjudicial para la supervivencia de los osteocitos. Las tensiones

altas restringen el flujo sanguíneo y causan micro daños en el hueso, lo que contribuye a la necrosis de los osteocitos, la remodelación ósea extensa y la formación mínima de hueso nuevo. Aunque los implantes colocados con un TI alto pueden exhibir estabilidad primaria, su capacidad para lograr estabilidad secundaria es incierta.(6,50) La preparación de una osteotomía da como resultado una zona estrecha de osteocitos muertos y moribundos en el hueso periimplantario que no se agranda significativamente en respuesta a los implantes colocados con un TI bajo. La colocación de implantes con un TI alto duplica con creces esta zona de osteocitos muertos y moribundos. Como resultado, el hueso periimplantario desarrolla microfracturas, aumenta la resorción ósea y disminuye la formación ósea. (3,6)

Por último, la evaluación del TI es una técnica barata y sencilla, proporciona suficiente información sobre la estabilidad primaria de un implante insertado, pero no es predictiva de la estabilidad secundaria.(7) El IT e ISQ, se correlacionan solo en el momento de la inserción del implante. Un TI mayor en la inserción del implante determina una mayor estabilidad primaria sin mejorar la estabilidad secundaria del implante, en otras palabras, un TI mayor no garantiza una mayor osteointegración.(7)

5. Referencias

1. Marconcini S, Giammarinaro E, Toti P, Alfonsi F, Covani U, Barone A. Longitudinal analysis on the effect of insertion torque on delayed single implants: A 3-year randomized clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* junio de 2018;20(3):322-32.
2. Gehrke SA, Guirado JLC, Bettach R, Fabbro MD, Martínez CPA, Shibli JA. Evaluation of the insertion torque, implant stability quotient and drilled hole quality for different drill design: an in vitro Investigation. *Clin Oral Implants Res.* junio de 2018;29(6):656-62.
3. Atieh MA, Baqain ZH, Tawse-Smith A, Ma S, Almoselli M, Lin L, et al. The influence of insertion torque values on the failure and complication rates of dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* junio de 2021;23(3):341-60.
4. Brancacci E, García González S, Galve-Huertas A, Bannani A, Hernández Alfaro F, Aboul-Hosn Centenero S. Influence of Insertion Torques on the Surface Integrity in



Different Dental Implants: An Ex Vivo Descriptive Study. *Mater Basel Switz.* 14 de marzo de 2023;16(6):2330.

5. Greenstein G, Cavallaro J. Implant Insertion Torque: Its Role in Achieving Primary Stability of Restorable Dental Implants. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. febrero de 2017;38(2):88-95; quiz 96.

6. Cha JY, Pereira MD, Smith AA, Houschyar KS, Yin X, Mouraret S, et al. Multiscale Analyses of the Bone-implant Interface. *J Dent Res.* marzo de 2015;94(3):482-90.

7. Cassetta M, Brandetti G, Altieri F. Are the Insertion Torque Value and Implant Stability Quotient Correlated, and If So, Can Insertion Torque Values Predict Secondary Implant Stability? A Prospective Parallel Cohort Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2022;37(1):135-42.

8. Oskouei AB, Golkar M, Badkoobeh A, Jahri M, Sadeghi HMM, Mohammadikhah M, et al. Investigating the effect of insertion torque on marginal bone loss around dental implants. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg.* diciembre de 2023;124(6S):101523.

9. Berardini M, Trisi P, Sinjari B, Rutjes AWS, Caputi S. The Effects of High Insertion Torque Versus Low Insertion Torque on Marginal Bone Resorption and Implant Failure Rates: A Systematic Review With Meta-Analyses. *Implant Dent.* agosto de 2016;25(4):532-40.

10. Friberg B, Sennerby L, Gröndahl K, Bergström C, Bäck T, Lekholm U. On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 1999;1(2):75-83.

11. Lages FS, Douglas-de Oliveira DW, Costa FO. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* febrero de 2018;20(1):26-33.

12. Faraj MA, Bidra AS, Taylor TD, Kuo CL. Comparison of electronic versus mechanical torque-limiting devices for dental implants: An in vitro study. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* agosto de 2024;33(7):663-9.

13. Nary Filho H, Calvo Guirado JL, Matsumoto MA, Bresaola MD, Aur R. Biomechanical Evaluation of Resistance to Insertion Torque of Different Implant Systems and Insertion Driver Types. *Implant Dent [Internet].* 27 de febrero de 2015

[citado 15 de octubre de 2024]; Publish Ahead of Print. Disponible en: <https://journals.lww.com/00008505-900000000-99624>

14. Brizuela-Velasco A, Álvarez-Arenal Á, Gil-Mur FJ, Herrero-Climent M, Chávarri-Prado D, Chento-Valiente Y, et al. Relationship Between Insertion Torque and Resonance Frequency Measurements, Performed by Resonance Frequency Analysis, in Micromobility of Dental Implants: An In Vitro Study. *Implant Dent.* octubre de 2015;24(5):607-11.

15. Atieh MA, Alsabeeha NHM, Payne AGT, De Silva RK, Schwass DS, Duncan WJ. The prognostic accuracy of resonance frequency analysis in predicting failure risk of immediately restored implants. *Clin Oral Implants Res.* enero de 2014;25(1):29-35.

16. Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc.* 2016;16(2):124-30.

17. Raz P, Meir H, Levartovsky S, Peleg M, Sebaoun A, Beitlitum I. Reliability and Correlation of Different Devices for the Evaluation of Primary Implant Stability: An In Vitro Study. *Mater Basel Switz.* 24 de septiembre de 2021;14(19):5537.

18. Baldi D, Lombardi T, Colombo J, Cervino G, Perinetti G, Di Lenarda R, et al. Correlation between Insertion Torque and Implant Stability Quotient in Tapered Implants with Knife-Edge Thread Design. *BioMed Res Int.* 2018;2018:1-7.

19. Barone A, Alfonsi F, Derchi G, Tonelli P, Toti P, Marchionni S, et al. The Effect of Insertion Torque on the Clinical Outcome of Single Implants: A Randomized Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* junio de 2016;18(3):588-600.

20. Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med Appl Sci.* diciembre de 2013;5(4):162-7.

21. Monje A, Ravidà A, Wang HL, Helms JA, Brunski JB. Relationship Between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. *Int J Oral Maxillofac Implants. Suppl* de 2019;34:s7-23.

22. Albrektsson T, Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res.* marzo de 2019;21 Suppl 1:4-7.



23. Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* mayo de 2009;20(5):467-71.
24. Freitas AC, Bonfante EA, Giro G, Janal MN, Coelho PG. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. *Clin Oral Implants Res.* enero de 2012;23(1):113-8.
25. Atieh MA, Baqain ZH, Tawse-Smith A, Ma S, Almoselli M, Lin L, et al. The influence of insertion torque values on the failure and complication rates of dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* junio de 2021;23(3):341-60.
26. Lemos CAA, Verri FR, de Oliveira Neto OB, Cruz RS, Luna Gomes JM, da Silva Casado BG, et al. Clinical effect of the high insertion torque on dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* octubre de 2021;126(4):490-6.
27. Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* diciembre de 2012;16:169-80.
28. Teixeira ABV, Beja GBSP, Shimano AC, Macedo AP, Oliscovicz NF, Reis ACD. Influence of the Ultimate Torsion on the Geometry of Dental Implants. *Braz Dent J.* junio de 2013;24(3):213-7.
29. Gehrke SA, Pereira GMA, Gehrke AF, Junior NDB, Dedavid BA. Effects of insertion torque on the structure of dental implants with different connections: Experimental pilot study in vitro. *PloS One.* 2021;16(5):e0251904.
30. Duyck J, Corpas L, Vermeiren S, Ogawa T, Quirynen M, Vandamme K, et al. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. *Clin Oral Implants Res.* agosto de 2010;21(8):877-84.
31. Teixeira ABV, Shimano AC, Macedo AP, Valente MLC, Dos Reis AC. Influence of Torsional Strength on Different Types of Dental Implant Platforms. *Implant Dent [Internet].* 8 de mayo de 2015 [citado 15 de octubre de 2024]; Publish Ahead of Print. Disponible en: <https://journals.lww.com/00008505-900000000-99595>
32. Senna P, Antoninha Del Bel Cury A, Kates S, Meirelles L. Surface Damage on Dental Implants with Release of Loose Particles after Insertion into Bone. *Clin Implant Dent Relat Res.* agosto de 2015;17(4):681-92.
33. Delgado-Ruiz R, Romanos G. Potential Causes of Titanium Particle and Ion Release in Implant Dentistry: A Systematic Review. *Int J Mol Sci.* 13 de noviembre de 2018;19(11):3585.
34. Shin DK, Kim MH, Lee SH, Kim TH, Kim SY. Inhibitory effects of luteolin on titanium particle-induced osteolysis in a mouse model. *Acta Biomater.* septiembre de 2012;8(9):3524-31.
35. Kaar SG, Ragab AA, Kaye SJ, Kilic BA, Jinn T, Goldberg VM, et al. Rapid repair of titanium particle-induced osteolysis is dramatically reduced in aged mice. *J Orthop Res.* marzo de 2001;19(2):171-8.
36. Eom TG, Kim H won, Jeon GR, Yun MJ, Huh JB, Jeong CM. Effects of Different Implant Osteotomy Preparation Sizes on Implant Stability and Bone Response in the Minipig Mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* septiembre de 2016;997-1006.
37. Campos FEB, Jimbo R, Bonfante EA, Barbosa DZ, Oliveira MTF, Janal MN, et al. Are insertion torque and early osseointegration proportional? A histologic evaluation. *Clin Oral Implants Res.* noviembre de 2015;26(11):1256-60.
38. Romeo D, Chochlidakis K, Barmak AB, Agliardi E, Lo Russo L, Ercoli C. Insertion and removal torque of dental implants placed using different drilling protocols: An experimental study on artificial bone substitutes. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* agosto de 2023;32(7):633-8.
39. Yang B, Irastorza-Landa A, Heuberger P, Ploeg HL. Analytical model for dental implant insertion torque. *J Mech Behav Biomed Mater.* julio de 2022;131:105223.
40. Ferraro-Bezerra M, Rodrigues Carvalho FS, Nogueira Cunto GM, Duarte Carneiro BG, de Barros Silva PG. Does Subcrestal Position Affect Insertion Torque of Different Implant Designs at Different Bone Densities? An In Vitro Model Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021;36(3):460-7.
41. Sreenivasagan S, Subramanian AK, Nivethigaa B. Assessment of Insertion Torque of Mini-implant and Its Correlation with Primary Stability and Pain Levels in Orthodontic Patients. *J Contemp Dent Pract.* 1 de enero de 2021;22(1):84-8.



42. Huang CY, Wu AYJ, Wu YL, Lin CP, Lung H, Auyeung L. A Retrospective Analysis of Implants with Low Insertion Torque in Immediately Loaded Full-Arch Fixed Prosthesis with Corresponding Occlusal Schemes. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2022;37(3):485-93.
43. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* febrero de 2010;21(2):213-20.
44. Capparé P, Vinci R, Di Stefano DA, Traini T, Pantaleo G, Gherlone EF, et al. Correlation between Initial BIC and the Insertion Torque/Depth Integral Recorded with an Instantaneous Torque-Measuring Implant Motor: An in vivo Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* octubre de 2015;17 Suppl 2:e613-620.
45. Nevins M, Nevins ML, Schupbach P, Fiorellini J, Lin Z, Kim DM. The impact of bone compression on bone-to-implant contact of an osseointegrated implant: a canine study. *Int J Periodontics Restorative Dent.* diciembre de 2012;32(6):637-45.
46. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health.* diciembre de 2008;8(1):32.
47. Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* agosto de 2003;67(8):932-49.
48. Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi G. Clinical outcome and bone healing of implants placed with high insertion torque: 12-month results from a multicenter controlled cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* abril de 2013;42(4):516-20.
49. Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical Aspects of Primary Implant Stability: A Human Cadaver Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* junio de 2009;11(2):113-9.
50. Li H, Liang Y, Zheng Q. Meta-Analysis of Correlations Between Marginal Bone Resorption and High Insertion Torque of Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* julio de 2015;30(4):767-72.