

Aflojamiento de tornillos de fijación a elementos transepiteliales en implantes Microdent

**Andrea Carolina Díaz Mendoza, Aurea Estefanny González Castro y Diego Alejandro
Martínez Jaimes**

Trabajo de grado para optar el título de Especialista en Rehabilitación Oral

**Director
Nohora Camila Rúgeles Páez
Especialista en Implantología Oral y Reconstructiva**

**Universidad Santo Tomás, Bucaramanga
División de Ciencias de la Salud
Especialización en Rehabilitación Oral
2022**

Tabla de contenido

1. Introducción	9
1.1. Planteamiento del Problema	10
1.2 Justificación	11
2. Marco Teórico.....	12
2.1 Implantes Dentales.....	12
2.2 Indicaciones de los Implantes Dentales	12
2.3 Clasificación de los Implantes	12
2.3.1 Según su forma	12
2.3.1.1 Implantes cónicos.....	12
2.3.1.2 Implantes cilíndricos.....	12
2.3.2 Según su posición	13
2.3.2.1 Implante endóseo	13
2.3.2.2 Implante subperióstico.....	13
2.3.2.3 Implante transoso.....	13
2.3.3 Según el material de composición	13
2.3.3.1 Implantes de circonio.....	13
2.3.3.2 Implantes de titanio comercialmente puro.....	13
2.3.4 Según su conexión	13
2.3.4.1 Conexión interna.....	14
2.3.4.2 Conexión externa	14
2.3.5 Según su retención a la prótesis	14
2.3.5.1 Atornillada	14
2.3.5.2 Cementada.....	15
2.3.5.3 Cemento-atornillada.....	15
2.4 Elemento Transepitelial	15
2.4.1 Tipos de elementos transepiteliales	15
2.4.1.1 Elementos transepiteliales parcialmente individualizados.....	15
2.4.1.1.1 Pilar recto	15
2.4.1.1.2 Pilar angulado	16
2.4.1.2 Elementos transepiteliales totalmente individualizados	16
2.4.1.3 Elementos transepiteliales no modificables.....	16
2.5 Tornillo de Fijación.....	16
2.6 Contratorque	16
2.7 Factores que influyen en el aflojamiento del tornillo	16
2.7.1 Carga oclusal.....	16
2.7.2 Carga lateral	16
2.7.3 Torque aplicado	17
2.8 Relación entre la precarga y el torque aplicado	17
2.9 Casa comercial Microdent	17
2.9.1 Sistema implantológico Microdent Genius.....	17
2.9.2 Sistema implantológico Microdent EK.....	18
3. Objetivos.....	19
3.1 Objetivo General	19
3.2 Objetivos Específicos.....	19
4. Materiales y Métodos.....	20

4.1 Tipo de Estudio	20
4.2 Universo	20
4.2.1 Muestra	20
4.2.2 Muestreo	20
4.2.3 Criterios de selección del estudio	20
4.2.3.1 Criterios de inclusión	20
4.2.3.2 Criterios de exclusión	20
4.3 Variables	21
4.4 Instrumento	21
4.5 Procedimiento	21
4.5.1 Preparación de las Muestras para el Ensayo	22
4.6 Análisis Estadístico	25
4.6.1 Análisis univariado	25
4.6.2 Análisis bivariado	25
4.7 Consideraciones Éticas	25
5. Resultados	25
6. Discusión.....	27
6.1 Conclusiones	29
6.2 Recomendaciones	29
Referencias.....	31
Apéndices.....	35

Lista de figuras

Figura 1. Implante Genius, conexión cónica interna	18
Figura 2. Implante EK, conexión hexagonal interna	19
Figura 3. Cilindros usados para confección de muestra	22
Figura 4. Cilindro #1, base de la muestra e indicador para posicionar implante	23
Figura 5. Inclinación de 15° respecto al eje vertical de los implantes mediante el uso de paralelometro	23
Figura 6. Conexión de pilar y aplicación de torque, 35 Nw	23
Figura 7. Radiografía periapical inicial del implante Genius Microdent (a), radiografía inicial periapical del implante EK Microdent (b)	24
Figura 8. Aplicación fuerzas cíclicas	24
Figura 9. Análisis descriptivo, cantidad de muestras que sufrieron aflojamiento de tornillo de fijación según los newtons aplicados como contratorque en los implantes de conexión cónica y hexagonal	26
Figura 10. Análisis descriptivo, cantidad de muestras que sufrieron fractura de tornillo de fijación según los newtons aplicados como contratorque en los implantes de conexión cónica y hexagonal	27

Lista de tablas

Tabla 1. Distribución del tamaño muestral de los grupos de estudio.	22
Tabla 2. Análisis descriptivo, cantidad de muestras aflojadas y fracturadas según los newtons aplicados como contratorque en los implantes de conexión cónica y hexagonal.....	26
Tabla 3. Análisis bivariado, diferencia estadística entre los promedios de newtons de cada uno de los tipos de conexión.....	27

Lista de apéndices

Apéndice A. Instrumento de Recolección de Datos.....	35
Apéndice B. Cuadro de Operacionalización de Variables	36
Apéndice C. Presupuesto Gastos Personales	37
Apéndice D. Carta de solicitud de patrocinio a Microdent	398

Resumen

Objetivo: Analizar el comportamiento de los tornillos de fijación a elementos transepiteliales sometidos a fuerzas laterales, entre implantes de conexión cónica interna y conexión hexagonal interna de la casa comercial Microdent. **Metodología:** En este estudio experimental *in vitro* tuvo como muestra 20 implantes unidos a elementos transepiteliales, los cuales estaban divididos en dos grupos de 10 según su conexión, el grupo A correspondía al implante Microdent EK de conexión hexagonal interna, diámetro de plataforma de 3,50 mm y longitud de 12 mm; el grupo B, correspondía a Microdent Genious, de conexión cónica interna, diámetro de plataforma de 3,50 mm y longitud de 12 mm. Los tornillos de cada grupo se sometieron a un torque de 35 N, recomendado por la casa comercial y se utilizó una máquina cíclica construida. Se indujo a una fuerza de flexión compresión a 120 newton con 2550 repeticiones a cada implante y al final se aplicó contratorque por cada grupo utilizando su llave de torque ajustada al motor Implantmed de la marca W&H. **Resultados:** En el grupo de conexión cónica interna el promedio y la desviación estándar en Nw fue de 33 (± 35). En el grupo de conexión hexagonal interna fue de 17 (± 15) Nw, con significancia estadística. **Conclusiones:** El grupo de conexión cónica interna necesitó una mayor fuerza de contratorque para sufrir aflojamiento, con respecto al grupo de implantes de conexión hexagonal interna, lo que lo establece al implante de conexión cónica interna como una mejor opción.

Palabras clave: Aflojamiento, conexión cónica interna, conexión hexagonal interna, tornillo de fijación, torque.

Abstract

Aim: To analyze the behavior of the fixation screws to transepithelial elements subjected to lateral forces, between implants with internal conical connection and internal hexagonal connection from Microdent. **Methodology:** In this experimental in vitro study, 20 implants attached to transepithelial elements were sampled, which were divided into two groups of 10 according to their connection: group A corresponded to the Microdent EK implant with internal hexagonal connection, platform diameter of 3.50 mm and length of 12 mm; group B corresponded to Microdent Genious, with internal conical connection, platform diameter of 3.50 mm and length of 12 mm. The screws of each group were subjected to a torque of 35 N, recommended by the manufacturer, and a cyclic machine was used. Each implant was induced to a compression bending force at 120 newton with 2550 repetitions and at the end counter torque was applied for each group using its torque wrench adjusted to the W&H Implantmed motor. **Results:** In the internal conical connection group the average and standard deviation in Nw was 33 (± 35). In the internal hex connection group it was 17 (± 15) Nw, with statistical significance. **Conclusions:** The internal tapered connection group required a higher counter torque force to undergo loosening, with respect to the internal hex connection implant group, which establishes it to the internal tapered connection implant as a better option.

Key words: loosening, internal taper connection, internal hex connection, set screw, torque.

1. Introducción

Una de las principales preocupaciones en los tratamientos de rehabilitación oral, es la estabilidad mecánica a largo plazo. En este sentido, el primer punto a observar es el grado de adaptación, entre la interfase implante-pilar, la cual, está directamente relacionada con la precisión de los componentes del implante, y con el torque aplicado a los tornillos del pilar. La naturaleza del aflojamiento y fractura de los componentes es compleja e implica precisión en la adaptación de la interfase implante-pilar, fatiga cíclica, presencia de los fluidos orales, patrón de masticación y carga oclusal (1).

El tornillo del pilar funciona en su estado de deformación elástica, luego, un mayor torque de apretamiento y precarga no significa que sea mejor la capacidad de apretamiento, ya que cuando la precarga excede el límite de elasticidad del material del tornillo, éste se deforma permanentemente y pierde su función, lo que lleva a su aflojamiento o fractura, por lo tanto, una precarga adecuada, impide el aflojamiento del tornillo, su movimiento y la estabilidad del implante (2).

El aflojamiento de los tornillos de la prótesis es una complicación que se observa en restauraciones sobre implantes, según Misch en su libro prótesis dental sobre implantes, indica que dicho aflojamiento, está relacionado con el diámetro de los implantes (2), ya que, al implante presentar un mayor diámetro, menor va a ser la fuerza que soporta el tornillo del pilar y habrá menos aflojamiento del tornillo. En consecuencia, cuando existen fuerzas laterales, es necesario aumentar el diámetro del cuerpo del implante o el número de implantes ferulizados, para limitar esta complicación; existiendo una correlación entre el tamaño del cuerpo del implante y diversos factores biomecánicos relacionados, como el aflojamiento de los tornillos de los pilares, el mantenimiento del hueso crestal, la supervivencia de los implantes y la fractura del cuerpo o los componentes de los implantes (2).

Otros factores que parecen tener gran influencia en el aflojamiento de tornillos de fijación están relacionados con el diseño estructural de la conexión del implante, presencia de inadaptación implante- corono- protésica y constante carga funcional, axial, que favorecen a la pérdida de retención a las roscas de los tornillos y del implante (3).

Considerando que el aflojamiento del tornillo de retención, es el fallo más común de las restauraciones atornilladas, cemento- atornilladas, cementadas, y que, el desajuste de la corona protésica, representa un papel importante en la rehabilitación implantosoportada, se ha descrito, la carga cíclica, como un método eficaz para la simulación masticatoria, por tanto, es importante conocer el efecto de dicha carga, sobre el mantenimiento del torque de los tornillos de retención protésica, y el desajuste vertical de diferentes conexiones pilar-implante (3).

Por consiguiente, el presente estudio, busca evaluar y comparar el aflojamiento de tornillos de fijación, unidos a elementos transeptiliales en conexión cónica interna y conexión hexagonal interna, sometidos a fuerzas cíclicas, con el fin, de determinar la relación que existe, entre el aflojamiento de tornillos con el tipo de conexión del implante.

1.1. Planteamiento del Problema

La necesidad de mejorar la funcionalidad y estética en los pacientes ha ayudado a incursionar en la implantología, procedimiento que consta de dos elementos que deben funcionar conjuntamente, fundamentados con bases científicas, que han ido desarrollándose ante la idea de restituir dientes perdidos y restaurar la función masticatoria (4). Sin embargo, es importante mencionar que, al momento de optar por un tratamiento de implantes, pueden generarse diversas complicaciones, que van desde el aflojamiento del tornillo de fijación, la fractura del implante y el fracaso del sistema (5).

El diseño de la conexión implante-elemento transepitelial, tiene una influencia significativa en la capacidad de soporte y falla de los implantes (6), debido a que el rendimiento de la prótesis está estrechamente relacionado con la transmisión de carga tanto en la interfaz hueso-implante como entre los componentes dentro del complejo implante-elemento transepitelial- prótesis. El diseño de la interfaz entre los componentes dentro de este complejo puede tener una profunda influencia en la función a largo plazo de la prótesis soportada por el implante (7).

En 1985 Moser y Netwig, en Alemania, desarrollaron un nuevo tipo de conexión cónica diferente a la conexión hexagonal clásica de Branemark, un año posterior a esto, en 1986 Niznick introdujo un implante, caracterizado con una conexión interna hexagonal, con una profundidad de 1.5 mm, que presentaba un eje roscado, dicha conexión generaba una estabilidad necesaria entre el implante y el pilar, con el objetivo de evitar el aflojamiento del tornillo, y así minimizar las complicaciones de las prótesis a largo plazo; este tipo de conexión sigue siendo la más utilizada en el mercado de los implantes de dos piezas (7).

Las conexiones cónicas internas proporcionan un íntimo contacto implante-pilar, que se supone que mejorará la estabilidad mecánica del pilar y evitará el aflojamiento del pilar. Entre las funciones del tornillo no están las de asegurar la fijación y la estabilidad de estos sistemas, que estarán garantizados a través de la resistencia a la fricción que resultará del contacto entre las partes cónicas ensamblables del pilar y el implante. La buena estabilidad obtenida con este sistema parece proporcionar una elevada resistencia frente a las fuerzas de flexión en la interfase implante-pilar (8).

Se ha evidenciado que, los implantes unitarios para coronas individuales han experimentado mayor aflojamiento del tornillo de fijación, en comparación con múltiples implantes, así como el aflojamiento es mayor en tornillos mandibulares que maxilares (9). Por otro lado, en el caso de las prótesis múltiples la percepción del aflojamiento del tornillo de fijación, por parte del profesional y del paciente, es mucho más complicada y puede llevar a la aparición de fracturas o pérdida ósea periimplantaria (10).

Dicho inconveniente, ha generado diversas incomodidades y complicaciones de diferente índole, lo cual ocurre principalmente cuando los tornillos son sometidos a cargas más elevadas de lo tolerado (11); para entender cómo se produce este inconveniente, es necesario comprender ciertos principios de ingeniería mecánica, en donde el tornillo del pilar y el implante, se unen entre sí para formar una articulación sujeta, cuando el tornillo se aprieta primero, se genera una precarga de tracción inicial dentro de este, generando como efecto final la compresión del conjunto pilar-

implante, lo que provocará una fricción entre el tornillo y el implante, está compresión a su vez proporcionará resistencia al exterior, y mejorará la resistencia a la fatiga y a la articulación pilar implante (12).

Los problemas asociados con la interfase implante-elemento transepitelial, han llamado la atención sobre la dinámica de la articulación del tornillo, centrándose en un aspecto particular del sistema, incluida la comparación de los métodos de apriete del tornillo, consistencia de mecanizado y técnicas para evitar el aflojamiento del tornillo (13). Las tasas de aflojamiento reportadas en la actualidad por diferentes autores varían hasta llegar a 12,5 %, aunque, pese a todos los esfuerzos este inconveniente continúa (14).

Por lo anterior, en la presente investigación surgen los siguientes interrogantes:

¿Se presenta aflojamiento en los tornillos fijados al torque recomendado por la casa comercial Microdent ante la aplicación de fuerzas laterales? ¿Cuál de las conexiones hexagonal o cónica presenta un mejor comportamiento en los tornillos de fijación soportados sobre elementos transepiteliales ante aplicación de fuerzas laterales?

1.2 Justificación

Los procedimientos quirúrgicos y protésicos han ido evolucionando en la constante necesidad de lograr rehabilitaciones más eficaces y satisfactorias para los pacientes. En este contexto, surgen los implantes dentales, siendo una opción terapéutica con la que se obtiene un anclaje firme de los pónicos o prótesis al hueso y a los tejidos de soporte (4). Es por esto, que, el tratamiento con implantes dentales ha sido un gran aporte en la rehabilitación de pacientes con edentulismo total o parcial, debido a que es un tratamiento efectivo con resultados basados en la evidencia (6).

La rehabilitación con implantes, a pesar de, no ser el tratamiento restaurativo más usado en pacientes edéntulos, debido a diversos factores, que incluye, elevado costo, condiciones tisulares no apropiadas y compromiso sistémico; sigue siendo el tratamiento adecuado, al momento de sustituir una pieza dental. Por tal razón, todo esfuerzo encaminado a mejorar, es indispensable en el proceso, con el fin de, lograr un aporte académico y social (5).

El aflojamiento del tornillo de fijación, es considerado la segunda causa más común de falla, después del fracaso en la osteointegración, el cual ocurre por diversos factores que pueden incluir, un esquema oclusal inapropiado, tensión en el elemento transepitelial, y fuerzas oclusales excesivas, entre otros (9).

Se hace pertinente, analizar el comportamiento de los tornillos de fijación a elementos transepiteliales, para así, tomar las medidas correctivas y preventivas, con el fin de, lograr mejoras a futuros tratamientos. De igual forma, hay que indicar, que, existen diferentes investigaciones orientadas en la evaluación del aflojamiento de los tornillos de fijación, por esta razón, surge la necesidad de realizar un estudio in vitro comparativo para determinar si el tipo de conexión pilar-implante (cónico, hexagonal) presenta una relación directa con el aflojamiento del tornillo ante fuerzas laterales y así garantizar el éxito de la rehabilitación.

2. Marco Teórico

2.1 Implantes Dentales

Los implantes dentarios son elementos aloplásticos con forma de tornillo que se alojan en el tejido óseo o por debajo del periostio, con la finalidad de reponer piezas dentarias ausentes (14). La mayoría de los implantes dentales actuales, se elaboran con titanio o una aleación de titanio con superficies modificadas, y se insertan en el hueso maxilar como “raíces artificiales” (15).

La rehabilitación de dientes perdidos con implantes dentales se ha convertido en un procedimiento estándar durante los últimos 50 años, y se ha demostrado que la tasa de éxito de los implantes dentales está relacionada con la osteointegración (1).

Los implantes dentales se han utilizado ampliamente para reparar defectos dentales, debido a sus excelentes efectos funcionales, estéticos y su alta tasa de éxito a largo plazo. Los tornillos del pilar, que desempeñan un papel fundamental en la conexión del implante con el pilar, se ven afectados por la fuerza oclusal y provocan complicaciones como aflojamiento o fractura (16).

2.2 Indicaciones de los Implantes Dentales

Los implantes dentales tienen como función, apoyar y/o estabilizar diferentes tipos de prótesis dentales, fijas o removibles, en pacientes que desean reemplazar dientes ausentes. Sus indicaciones van desde, el reemplazo de un único diente, hasta la arcada completa. Los implantes bucales, también pueden utilizarse como anclaje en el movimiento dentario ortodóncico y permitir el movimiento unidireccional del diente, sin originar movimientos indeseables en otras piezas dentales (17).

2.3 Clasificación de los Implantes

2.3.1 Según su forma.

2.3.1.1 Implantes cónicos. Los implantes cónicos, simulan la forma natural de la raíz y actualmente se reconocen por su propiedad para mejorar la estabilidad primaria (18). El cuerpo cónico es una ventaja en los huesos de mala calidad, y no se recomienda en huesos más compactos, debido a que ejercería una presión elevada, y podría generar sobrecarga e isquemia (19).

2.3.1.2 Implantes cilíndricos. Los implantes de configuración cilíndrica, a diferencia del cónico, presentan un grosor uniforme, y presenta menor estabilidad primaria, y menor resistencia al movimiento vertical y distribución del estrés (20).

2.3.2 Según su posición.

2.3.2.1 *Implante endóseo.* Implante colocado dentro del hueso alveolar y/o basal de la mandíbula o del maxilar, se implanta en el interior fijado a los maxilares (21).

2.3.2.2 *Implante subperióstico.* Implante dental que se coloca debajo el periostio, mientras recubre la corteza ósea (21).

2.3.2.3 *Implante transoso.* Implante dental que penetra en ambas placas corticales y pasa a través de todo el espesor del hueso alveolar y basal, está compuesto por una placa de metal con clavijas retentivas para sostenerlo con el borde inferior de la mandíbula, indicados en casos severos de reabsorción ósea, y requieren hospitalización y anestesia general (21).

2.3.3 Según el material de composición.

2.3.3.1 *Implantes de circonio.* El circonio es un material, que se utiliza ampliamente en la construcción de dispositivos protésicos, debido a sus buenas propiedades mecánicas y químicas; cuando este material, se expone al oxígeno, se convierte en óxido de circonio (ZrO_2), transformándolo en biocompatible. El óxido de circonio es un material bioinerte no reabsorbible, que ha sido utilizado en implantes dentales, y presenta una excelente resistencia a la corrosión y al desgaste, también tienen una alta biocompatibilidad y elevados valores de resistencia a la flexión y tenacidad a la fractura (22).

2.3.3.2 *Implantes de titanio comercialmente puro.* Es un biomaterial usado en la elaboración de implantes quirúrgicos, siendo un metal que sufre una transformación alotrópica a una temperatura de 882 °C, y se presenta en 4 grados, los cuales ascienden a medida que aumenta la concentración de oxígeno y mejora sustancial de la tensión de rotura. Siendo estos, grado 1 (0,18% oxígeno - 240 MPa), grado 2 (0,25% oxígeno - 345 Mpa), grado 3 (0,35% oxígeno - 450 Mpa) y grado 4 (0,40% oxígeno - 550 Mpa). Se debe tener en cuenta el titanio grado 5 Ti6Al4V que consiste en una aleación de titanio (90%), aluminio (6%) y vanadio (4%), aumenta la tensión de rotura hasta 945 Mpa (23).

2.3.4 Según su conexión. Se encuentran disponibles varios implantes dentales con diferentes tipos de conexión interna y externa. Estas conexiones y cómo se relacionan con el pilar del implante pueden influir en la pérdida de hueso marginal (24). El pilar y el implante pueden tener el mismo diámetro, o se puede utilizar un pilar con un diámetro más estrecho (el concepto de cambio de plataforma) (25). La conexión entre el pilar y el implante está relacionada con la formación de microgaps, fugas bacterianas, micro movimientos de los pilares y alteración de la formación biológica del ancho, todo lo cual puede causar una pérdida de hueso marginal mayor o menor (26).

Estos sistemas incluyen conexiones externas e internas. La conexión externa generalmente tiene una plataforma hexagonal externa y la conexión interna puede tener una conexión interna cónica o no cónica (27).

2.3.4.1 Conexión interna. Las conexiones internas implante-pilar (INT) se han relacionado con un mejor rendimiento clínico que las conexiones externas debido a la interfaz de autobloqueo estable y menos complicaciones mecánicas. Para implantes con una conexión interna cónica ahusada, se produce una cierta cantidad de desplazamiento durante el apriete de los tornillos, principalmente debido a la falta de un tope vertical o estante en la conexión interna (24).

Los sistemas de conexión interna tienen más área de contacto entre la conexión del pilar del implante (IAC), lo que permite que las fuerzas se transmitan de manera más efectiva y reducen las microfiltraciones. Por lo tanto, la conexión cónica interna tiene buena estabilidad y mínima microfiltración (28). Cuando se conecta internamente, se reducen las complicaciones mecánicas del pilar-implante, como el aflojamiento del tornillo y la fractura (28).

2.3.4.2 Conexión externa. Los sistemas de conexión externa se utilizaron ampliamente en el pasado a pesar de sus deficiencias, incluida la microfiltración de un microespacio en la interfaz de conexión y la mala distribución de la fuerza de carga. Estas deficiencias están estrechamente relacionadas con las complicaciones de las restauraciones implantosoportadas. Una revisión sistemática concluyó que la tasa de complicaciones de las conexiones externas es significativamente mayor que la de las conexiones internas (28).

2.3.5 Según su retención a la prótesis. En la actualidad existen principalmente tres sistemas de retención protésica sobre implantes: atornilladas, cementadas y sistemas híbridos (cemento-atornillados). Ambos pueden ser utilizados para realizar prótesis unitarias, puentes o férulas totales. En los últimos años fue descrita también la alternativa implantoprotética cemento-atornillada, que combinaría justamente las ventajas de ambos tipos de retención (29).

La decisión clínica sobre qué sistema de retención se adapta mejor a cada paciente depende de varios factores. Estos factores incluyen la indicación individual, las ventajas y desventajas de los diferentes mecanismos de retención, la retención proporcionada, la recuperabilidad, la provisionalización, la estética y el desempeño clínico, incluidos los fracasos, las complicaciones (30), (31).

2.3.5.1 Atornillada. Son restauraciones retenidas mediante un tornillo de fijación, que permite la unión pilar implante, y tiene como ventajas principales, el bajo perfil de retención de los sistemas de pilares, la resistencia a las fuerzas y una mejor respuesta tisular, debido a la ausencia de cemento en el surco gingival (32). Sin embargo, estas restauraciones, requieren de una colocación precisa del implante, para una ubicación óptima del orificio de acceso al tornillo (33).

Muchos autores recomiendan realizar prótesis atornilladas debido a que permiten su retiro y mantenimiento, o bien porque se evita el atrapamiento de cemento en el momento de la fijación protética (29), disminuyendo el riesgo presentar periimplantitis, al no poseer cemento residual (30).

Una restauración atornillada, proporciona una fácil recuperación de la restauración, la corona puede ser de fácil acceso, generalmente sin daños, por tanto, mantiene la integridad de su diseño original y éxito a largo plazo, además es una opción recuperable, ya que simplemente se identifica la cubierta de acceso al tornillo (generalmente composite), se perfora, se retira el material de la

cubierta del tornillo y se desenrosca el tornillo (30).

2.3.5.2 Cementada. Históricamente son restauraciones retenidas por cemento, que se introdujeron como solución estética para implantes de inclinación inadecuada, con el fin de evitar los agujeros de acceso al tornillo (34). Las coronas cementadas, presentan mayor versatilidad para lograr estética, simplicidad en la técnica y mejor pasividad gracias a la película del cemento que compensa el espacio entre el pilar y la parte interna de la restauración. A su vez, al no presentar un orificio de acceso al tornillo, estos tipos de prótesis tendrían menor tensión, lo que evitaría complicaciones técnicas, como fracturas de la porcelana, y permitiría lograr una correcta oclusión al eliminar el orificio de entrada al tornillo de retención (29).

2.3.5.3 Cemento-atornillada. Es una restauración híbrida, la cual combina el proceso de cementado y atornillado, que consiste en una prótesis, que se cementa sobre una base titanio, y posteriormente se atornilla intraoralmente. Las prótesis cemento-atornillas, tienen una alta tasa de supervivencia, y reduce el costo de mantenimiento, sin aumentar el riesgo de fractura de porcelana o aflojamiento de tornillo, ofreciendo ventajas de ambos mecanismos retentivos para la prótesis implantológica definitiva (35).

2.4 Elemento Transepitelial

Es el elemento que soporta y retiene la corona, se define como un componente que se une al implante por medio de un tornillo y actúa como un sistema de conexión y retención de la prótesis (36).

Estos pilares, incluyen determinados requisitos biológicos, funcionales y estéticos, los cuales fomentan la adhesión al epitelio y a su vez, impedir la adhesión de placa bacteriana, volviéndolos totalmente biocompatibles. Las características funcionales, tienen como objetivo, soportar cargas y transmitir las al complejo hueso-implante, por último, los pilares deben tener contornos anatómicos correctos y replicar las características y propiedades de un diente natural, para cumplir con las condiciones estéticas (36).

2.4.1 Tipos de elementos transepiteliales.

2.4.1.1 Elementos transepiteliales parcialmente individualizados. Son pilares preformados de fábrica, en donde se adecuan de acuerdo con las exigencias protésicas, permitiendo una preparación por parte del técnico de laboratorio, dando como resultado una buena paralelización con respecto a las piezas dentales vecinas. Estos elementos transepiteliales parcialmente individualizados, pueden elaborarse en diferentes tipos de materiales, y emplearse en prótesis cementada, y pueden ser, rectos o angulados en función de la orientación del implante y la posición final de la corona (36).

2.4.1.1.1 Pilar recto. Pilares que no presentan angulación con respecto al eje axial del implante, estos se utilizan en los casos en donde el eje axial del implante coincide con la posición final de la corona (36).

2.4.1.1.2 Pilar angulado. Pilares que presentan diferentes tipos de angulaciones, los cuales se emplean en casos donde es necesaria la corrección de una incorrecta angulación del implante con respecto a la angulación final de la corona (36).

2.4.1.2 Elementos transepiteliales totalmente individualizados. Pilares elaborados a través de encerado manual, los cuales permiten al técnico de laboratorio diseñar un pilar individualizado, con la forma ideal para el correcto uso protésico, estos elementos transepiteliales, se emplean tanto en prótesis cementada como atornillada, dentro de este grupo están los pilares UCLA con sus subdivisiones, y pilares CAD-CAM (36).

2.4.1.3 Elementos transepiteliales no modificables. Son pilares no modificables, indicados para trasladar la conexión protésica o mejorar vía de inserción protésica, en casos de rehabilitaciones completas sobre implantes (36).

2.5 Tornillo de Fijación

El tornillo de fijación se define como aquel componente que fija el pilar del implante dental, al cuerpo de este (22), y desempeña un papel fundamental en la conexión del implante con el pilar. Estos se ven afectados por la fuerza oclusal que provocan complicaciones como aflojamiento o fractura, dicho proceso se divide en dos pasos, el primero es donde las cargas externas, como la fuerza de masticación provocan vibraciones y micro movimientos entre varios componentes; el segundo es cuando la fuerza de precarga se reduce a un cierto valor, la carga externa hace que el tornillo se afloje y el sistema se vuelva inestable o incluso se fracture (16).

2.6 Contratorque

Se define como una torción inversa (37).

2.7 Factores que influyen en el aflojamiento del tornillo

2.7.1 Carga oclusal. La carga oclusal, es una fuerza dirigida al eje largo del implante dental (22), los cuales presentan un diseño, que transmite dicha carga al hueso (34). El aflojamiento del tornillo, se puede generar, mediante dos etapas, la primera, donde las fuerzas externas, como la masticación, al ser aplicada sobre la conexión atornillada causa un deslizamiento del paso de rosca, contribuyendo de esta manera a la liberación de la precarga del tornillo. En la segunda etapa del aflojamiento del tornillo, se observa una reducción continua de la precarga bajo un nivel crítico permitiendo que las roscas giren y pierdan la función de conectar el tornillo. Para mantener la conexión ajustada la precarga debe ser mayor que la carga oclusal (38).

2.7.2 Carga lateral. Las fuerzas horizontales son cargas laterales, de flexión y rotación, que actúan sobre las restauraciones y dan un momento de carga, lo que produce con frecuencia un aumento de los componentes de las fuerzas de tracción y de cizalla, afectando directamente al hueso periimplantario marginal o crestal, ya que este, es menos resistente a dichas fuerzas (34).

Las fuerzas laterales, representan un aumento del 50 al 200% en la tensión de compresión, respecto a la carga vertical; a medida, que, aumenta el ángulo entre el cuerpo del implante y la carga, incrementan también las tensiones entre el sistema corono-implante-hueso (3).

2.7.3 Torque aplicado. Es un término de ingeniería, utilizado en odontología para describir el grado de apretamiento o fuerzas de apretamiento de un tornillo, generalmente en prostodoncia de implantes (21). Misch (34) la define como una carga inicial que se genera al apretar el tornillo, cuyo objetivo es incrementar la resistencia a la fatiga y conseguir al mismo tiempo una resistencia satisfactoria al aflojamiento; y depende de siete factores: magnitud del torque, diseño de la cabeza del tornillo, diseño y número de vueltas de rosca, composición del metal, ajuste de los componentes, condiciones superficiales y el diámetro del tornillo (34).

2.8 Relación entre la precarga y el torque aplicado

La relación entre torque y precarga no es lineal, y es afectada por varios factores, como el coeficiente de fricción, geometría y materiales de la superficie de contacto. Cuando un tornillo se aprieta, este se elonga, lo que produce una tensión del mismo y una compresión entre las paredes de la junta atornillada, este conjunto de fuerzas se denomina precarga, y existe independientemente de que se aplique carga masticatoria. Cuanto mayor sea la precarga, más protegido estará el tornillo e incrementará su vida útil, por lo que se deberá proporcionar al sistema de una precarga igual o menor al límite proporcional, que es inmediatamente previo a la deformación irreversible. La tensión ideal del tornillo es la máxima obtenible siempre que este por debajo de su límite elástico (39).

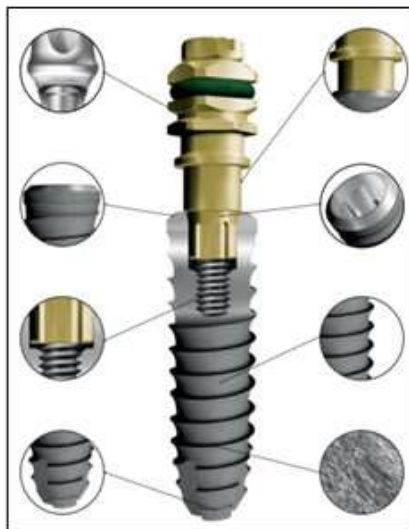
2.9 Casa comercial Microdent

Microdent es una compañía, fundada en Barcelona, en el año 1983, especializada en el desarrollo, fabricación y comercialización de sistemas integrales de rehabilitación oral, orientada a profesionales clínicos odontológicos. Entre sus productos, ofrecen diversos sistemas de implantes, aportando soluciones óptimas, al momento de necesitar un tratamiento rehabilitador en cavidad oral.

Estos sistemas de implantes, ofrecen diferentes opciones, con el fin, de que el clínico, pueda elegir el implante ideal según el caso específico, entre estos, se encuentran implantes de conexión interna hexagonal (Microdent EK), conexión externa hexagonal (Microdent System, Microdent Universal) y conexión interna cónica (Microdent Genius), los cuales, se especializan en brindar una cirugía mínimamente invasiva, debido a que estos implantes, pueden insertarse en crestas estrechas utilizando solamente una fresa cortical y planificando posteriormente el protocolo de expansión ósea Microdent (40).

2.9.1 Sistema implantológico Microdent Genius. Sistema implantológico de conexión interna cónica indexada, fabricado en titanio puro de grado 4, que se inserta en una posición subcrestal y permite un excelente sellado de la unión implante-pilar. Los distintos diámetros de núcleo de los implantes GENIUS (excepto el nuevo diámetro 3,00mm) tienen dimensionalmente la misma conexión interna, lo que permite el intercambio entre sí de todos los aditamentos para confeccionar la prótesis. Asimismo, sólo es necesario un destornillador para fijar el tornillo de retención de la prótesis de toda esta gama de implantes. El diseño de la plataforma del implante permite realizar la técnica de platform switching., adicional a esto, son idóneos para el anclaje tricortical y evitan el riesgo de calentamiento de hueso al no secuenciar el paso de fresas (40).

Figura 1. *Implante Genius, conexión cónica interna*

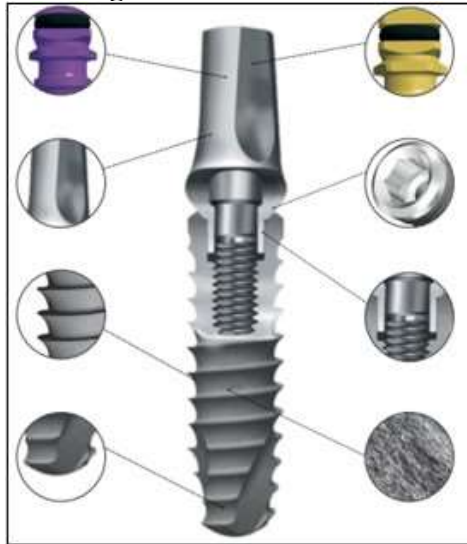


Tomado de (40).

2.9.2 Sistema implantológico Microdent EK. Sistema implantológico de conexión interna hexagonal, fabricado en titanio puro grado 4, común para todas las plataformas del sistema Ek, a excepción de la plataforma ancha, donde el hexágono es más robusto; para los implantes con plataforma de diámetro 3.50, un hexágono de 2.43 mm, medido entre sus caras y una altura de 2 mm. El cuerpo del implante y la forma de la rosca están diseñados para una compresión ósea suave mientras se logra la máxima estabilidad inicial y a largo plazo. Presenta una rosca interna de M 1,80 mecanizada con la máxima precisión, con un paso de 0,35 mm. Solo es necesario un destornillador de 1,20 para fijar el tornillo de retención de la prótesis, la profundidad del hexágono es de 2 mm. (41)

Microdent realiza un tratamiento de superficie aplicando un ataque físico con particular abrasivas (sandblasting) a elevada presión. Este método provoca un aumento de la superficie externa del implante y una microrrugosidad homogénea que favorece la osteointegración. La superficie externa del implante Ek esta arenada a excepción del cuello de 1 mm que queda pulido (41).

Figura 2. *Implante EK, conexión hexagonal interna*



Tomado de (41)

3. Objetivos

3.1 Objetivo general

Analizar el comportamiento de los tornillos de fijación a elementos transepiteliales sometidos a fuerzas laterales, entre implantes de conexión cónica interna y conexión hexagonal interna de la casa comercial Microdent.

3.2 Objetivos específicos

1. Determinar si existe aflojamiento del tornillo de fijación sometido a fuerzas laterales en conexión hexagonal interna y cónica interna de la casa comercial Microdent.
2. Comparar los resultados obtenidos entre los tornillos de fijación a elementos transepiteliales en implantes de conexión cónica interna y conexión hexagonal interna de la casa comercial Microdent.
3. Determinar a cuántos newtons de aplicación de contratorque se presenta aflojamiento de los implantes de la casa comercial objeto de investigación.

4. Materiales y métodos

4.1 Tipo de estudio

El presente estudio experimental in vitro, tiene un abordaje cuantitativo, ya que busca, mediante la manipulación de una variable experimental no comprobada, en condiciones rigurosamente controladas, describir de qué modo o por qué causa se produce una situación o acontecimiento particular, en este caso, medir el efecto de fuerzas laterales aplicadas sobre elementos transepiteliales de implantes de conexión hexagonal interna e implantes de conexión cónica interna de la casa comercial Microdent, observando y comparando el nivel de aflojamiento de dichos tornillos de fijación (42).

4.2 Universo

El universo de la presente investigación experimental in vitro obedece a implantes de conexión cónica interna y conexión hexagonal interna, unidos a elementos transepiteliales de la casa comercial Microdent.

4.2.1 Muestra. Se usaron 10 implantes unidos a elementos transepiteliales, los cuales estaban divididos en dos grupos según su conexión, grupo A, corresponde al implante Microdent EK, conexión hexagonal interna, diámetro de plataforma de 3,50 mm y longitud de 12 mm; y grupo B, corresponde a Microdent Genious, de conexión cónica interna, diámetro de plataforma de 3,50 mm y longitud de 12 mm.

4.2.2 Muestreo. Se utilizó un muestreo intencional o por conveniencia para la recolección de la muestra, el cual depende de los criterios de inclusión y exclusión que se establecen en la presente investigación.

4.2.3 Criterios de selección del estudio.

4.2.3.1 Criterios de inclusión. Se tomaron en cuenta implantes con las siguientes características:

- Conexión hexagonal interna
- Implantes con conexión cónica interna
- Sistema de retención implante – pilar atornillado
- Material del implante en titanio

4.2.3.2 Criterios de exclusión:

- Fractura implante
- Fractura del pilar
- Fractura de elementos transepiteliales

4.3 Variables

Se tuvieron en cuenta las siguientes variables: conexiones de los implantes, aflojamiento, elemento transepitelial y contratorque (Apéndice B).

4.4 Instrumento

Se elaboro una ficha técnica que permitió el registro de las fuerzas aplicadas y el aflojamiento. (Apéndice A).

4.5 Procedimiento

En un estudio experimental in vitro, Se utilizaron 10 implantes dentales de conexión hexagonal interna y cónica, cada uno con su respectivo sistema de retención implante-pilar atornillado, los cuáles fueron divididos en 2 grupos, numerados del 1 al 10, que para fines de investigación se denominaron A, B. Donde el grupo A corresponde MICRODENT Implante EK conexión hexagonal interna, diámetro de plataforma 3,5mm y un hexágono interno de 2.43 mm y una altura de 2 mm, longitud 12 mm; el grupo B corresponde MICRODENT GENIUS conexión interna cónica, diámetro de plataforma de 3,5 mm, longitud 12 mm. Los tornillos de cada grupo se sometieron a un torque de 35 N, recomendado por la casa comercial.

Las principales características dependen de la casa comercial:

Sistema de implantes microdent EK: Los implantes MICRODENT EK tienen una conexión interna hexagonal, común para todas las plataformas del sistema Ek, a excepción de la plataforma ancha, donde el hexágono es más robusto; para los implantes con plataforma de diámetro 3.50, un hexágono de 2.43 mm, medido entre sus caras y una altura de 2 mm. El cuerpo del implante y la forma de la rosca están diseñados para una compresión ósea suave mientras se logra la máxima estabilidad inicial y a largo plazo. Presenta una rosca interna de M 1,80 mecanizada con la máxima precisión, con un paso de 0,35 mm. Solo es necesario un destornillador de 1,20 para fijar el tornillo de retención de la prótesis, la profundidad del hexágono es de 2 mm.

Microdent realiza un tratamiento de superficie aplicando un ataque físico con particular abrasivas (sandblasting) a elevada presión. Este método provoca un aumento de la superficie externa del implante y una microrrugosidad homogénea que favorece la osteointegración. La superficie externa del implante Ek esta arenada a excepción del cuello de 1 mm que queda pulido.

Microdent Genius: sistema implantológico de conexión interna cónica indexada, fabricado en titanio puro de grado 4, que se inserta en una posición subcrestal y permite un excelente sellado de la unión implante- pilar. Los distintos diámetros de núcleo de los implantes GENIUS (excepto el nuevo diámetro 3,00mm) tienen dimensionalmente la misma conexión interna, lo que permite el intercambio entre sí de todos los aditamentos para confeccionar la prótesis. Asimismo, sólo es necesario un destornillador para fijar el tornillo de retención de la prótesis de toda esta gama de implantes. El diseño de la plataforma del implante permite realizar la técnica de platform switching. La rosca externa del implante de tipo arbotante invertida, uniforme y con gran capacidad de auto roscado.

La distribución de los grupos del estudio se muestra en la Tabla 2. Los torques y contratorques se midieron empleando un motor Implantmed de la marca W&H, el cual posee un potente torque de 5,5 Nw, un amplio rango de revoluciones que van desde las 300 al 4000 rpm, limitación exacta del torque de 5 a 70 Nw. Se ajustó la llave de transferencia para aplicación de torque sobre el motor, se aplicó una primera precarga de 35 Nw como indica la casa comercial.

Tabla 1. *Distribución del tamaño muestral de los grupos de estudio. Nw (Newtons)*

Implantes	Tornillos	Torque Recomendado
Grupo A		
Casa comercial MICRODENT Ek Implante hexagonal internal, diámetro de plataforma 3,5 mm, longitud 12 mm	n1, n2, n3, n4, n5, n6, n7, n8, n9, n10	35Nw
Grupo B		
Casa comercial MICRODENT Genius Implante Tapered internal, diámetro de plataforma 3,5 mm, longitud 12 mm	n1, n2, n3, n4, n5, n6, n7, n8, n9, n10	35Nw

4.5.1 Preparación de las Muestras para el Ensayo. Los materiales que se emplearon y la metodología seguida, se describen en las siguientes líneas. Según la norma ISO 14801, a pesar de simular la carga funcional del cuerpo de un implante y de sus componentes protésicos bajo las condiciones más desfavorables, los resultados de los estudios in vitro no son extrapolables para la predicción del comportamiento in vivo del complejo implanto-protésico.

1. Los implantes se insertaron con una inclinación de 15° respecto al eje vertical, en un zócalo cilíndrico de 19 mm de alto y 11 mm de diámetro relleno de resina acrílica cuyo módulo de elasticidad de 12 Gpa es muy próximo a los 18 Gpa del hueso humano. Para que la angulación fuera correcta, se utilizó un paralelizador protésico, que se calibró inclinando la plataforma de manera que, al introducir el implante en la resina sin polimerizar, se pudiera conseguir la misma angulación de 15° en cada una de las muestras.

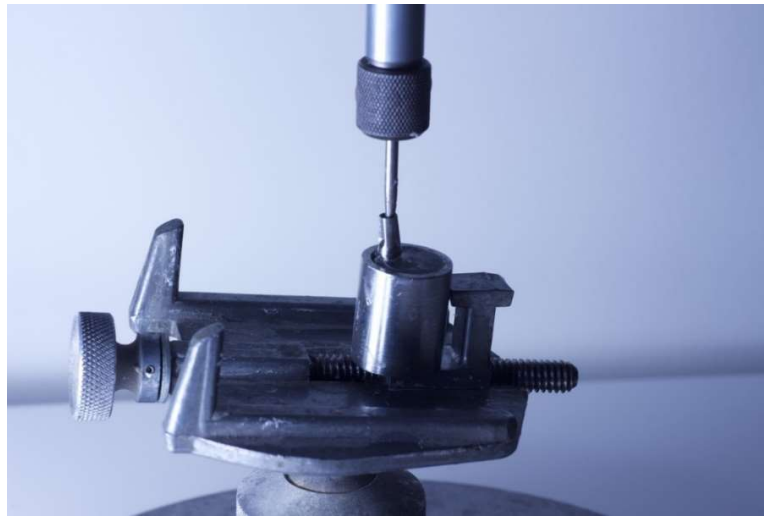
Figura 3. *Cilindros usados para confección de muestra.*



Figura 4. Cilindro #1, base de la muestra e indicador para posicionar implante.



Figura 5. Inclinación de 15° respecto al eje vertical de los implantes mediante el uso de paralelometro.

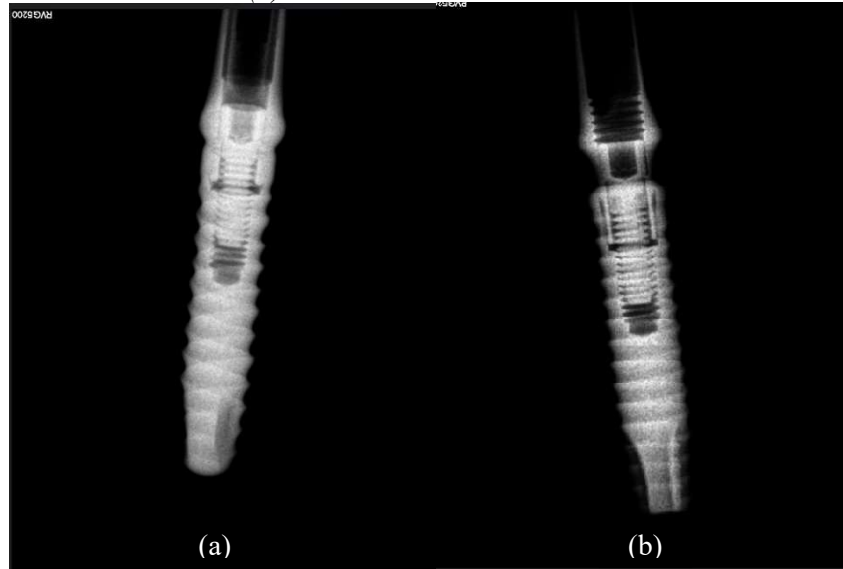


2. Una vez polimerizada la resina, se atornilló cada pilar a su implante con el torque correspondiente, en este caso 35 Nw, se tomaron radiografías periapicales a cada una de las muestras, quedando así listas para recibir la carga.

Figura 6. Conexión de pilar y aplicación de torque, 35 Nw.



Figura 7. Radiografía periapical inicial del implante Genius Microdent (a), radiografía inicial periapical del implante EK Microdent (b)



3. Para simular el comportamiento del aflojamiento de los implantes dentales debido a los ciclos de masticación, se utilizó una máquina cíclica construida, teniendo en cuenta las indicaciones de la norma ISO 14801. Se indujo a una fuerza de flexión compresión a 120 newton con 2550 repeticiones a cada implante (20 implantes en total), esta fuerza se ejerció por un cilindro neumático, el cual lleva en su extremo inferior un eje de 1.6 milímetros de diámetro, siendo el elemento que toca el implante y transmite la fuerza; la duración total de las 2550 repeticiones a cada implante.

Figura 8. Aplicación fuerzas cíclicas.



4. Al momento de que llegaron las pruebas, se tomaron radiografías periapicales, para comparar con las tomadas antes de recibir carga las muestras.

5. Posterior a ese paso se aplicó contratorque por cada grupo utilizando su llave de torque ajustada al motor Implantmed de la marca W&H, con los cubos posicionados en una prensa de mesa para evitar movimientos de las muestras durante la aplicación del torque.

4.6 Análisis Estadístico

4.6.1 Análisis univariado. Este tipo de análisis se realizó por medio de estadística descriptiva que permitirá mostrar el comportamiento de las variables. Por consiguiente, se analizaron las variables cualitativas: conexiones (independiente), contratorque (independiente) y aflojamiento (dependiente), en la primera, se determinó el tipo de conexión a usar, en la segunda, se estableció si hay o no aflojamiento, y finalmente la variable contratorque, determinó si se presenta o no aflojamiento.

4.6.2 Análisis bivariado. Para la realización del análisis bivariado, se estableció la normalidad de los datos a través de la prueba Shapiro-Wilk, posteriormente se aplicó la prueba ANOVA, que permitió comparar el comportamiento de los implantes ante la aplicación de fuerzas laterales repetidamente, hasta obtener su aflojamiento. Se considero diferencias estadísticamente significativas con un valor de $P < 0,05$.

4.7 Consideraciones Éticas

Teniendo en cuenta la Resolución 8430 de 1993 en su artículo 11, esta investigación se catalogó sin riesgo, debido a que, se registraran datos de la simulación del procedimiento a realizar, para la colocación y ajuste de un implante dental en pruebas in vitro, el cual no presenta ningún riesgo ni daño para la salud de los investigadores, y tampoco, presenta ningún riesgo para la salud, la manipulación de los equipos que se usaran en el estudio.

También se tendrá en cuenta, el decreto 1266 del 2008, el cual trata, acerca de la protección de datos. En este estudio, se solicitará información a las casas comerciales, para conocer el torque que manejan los implantes y las características de cada uno, con el compromiso que los resultados obtenidos en cuanto al aflojamiento de implante-pilar sean veraces.

Según la norma ISO 14801 12, a pesar de simular la carga funcional del cuerpo de un implante y de sus componentes protésicos bajo las condiciones más desfavorables, los resultados de los estudios in vitro no son extrapolables para la predicción del comportamiento in vivo del complejo implanto-protésico.

5. Resultados

Un total de 20 implantes fueron sometidos a fuerzas laterales, estos se dividieron en dos grupos, 10 implantes dentales de conexión hexagonal interna (Grupo A) y 10 de conexión cónica interna (Grupo B). Los tornillos de cada grupo se sometieron a un torque de 35 Nw, recomendado por la casa comercial, a estos se les ejerció un contratorque para determinar el momento en que se genera el aflojamiento del tornillo.

En el caso del grupo A, como se observa en la tabla 2, ocho implantes (80%) presentaron un

aflojamiento al aplicarles 15 Nw de contratorque, mientras que en el grupo B, el aflojamiento se presentó a 35Nw en seis implantes (60%) de la muestra y a 30Nw en cuatro implantes (40%).

Es importante aclarar que ninguna muestra se fracturó al momento de aplicar fuerza de flexión compresión a 120 newton con 2550 repeticiones a cada implante

Tabla 2. *Análisis descriptivo, cantidad de muestras aflojadas y fracturadas según los newtons aplicados como contratorque en los implantes de conexión cónica y hexagonal. Nw (Newton)*

Tipo de conexión	15Nw n(%)	20Nw n(%)	25N n(%)	30Nw n(%)	35Nw n(%)	Total n(%)	Fractura	
							Sí n(%)	No n(%)
Conexión hexagonal interna (A)	8(80%)	1(10%)	0 (0%)	1(10%)	0 (0%)	10(100%)	0 (0%)	10 (100%)
Conexión cónica interna (B)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	4(40%)	6(60%)	10(100%)	0 (0%)	10 (100%)

Figura 9. *Análisis descriptivo, cantidad de muestras que sufrieron aflojamiento de tornillo de fijación según los newtons aplicados como contratorque en los implantes de conexión cónica y hexagonal*

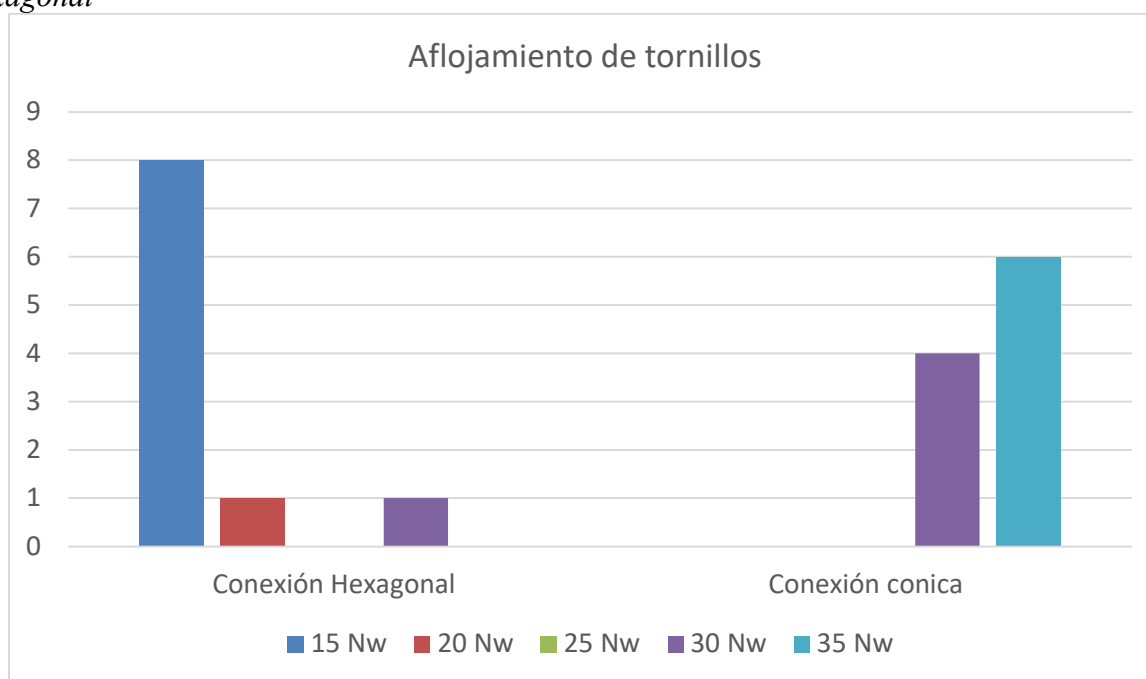
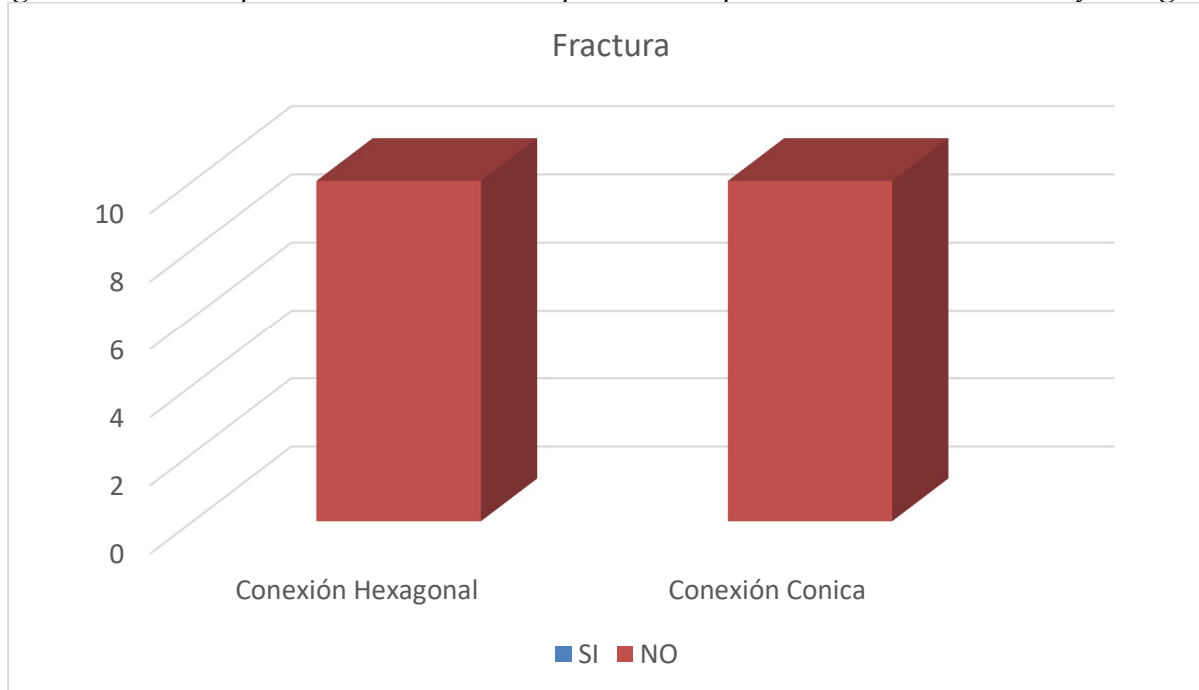


Figura 10. *Análisis descriptivo, cantidad de muestras que sufrieron fractura de tornillo de fijación según los newtons aplicados como contratorque en los implantes de conexión cónica y hexagonal*



Para el análisis bivariado se estableció el promedio y desviación estándar del aflojamiento de los tornillos de fijación ante fuerzas laterales en Newtons, que para el grupo de conexión cónica interna fue de 33 (± 35) Nw. Por el contrario, el grupo de implantes de conexión hexagonal interna presentó un promedio de 17 (± 15) Nw, lo que permitió establecer diferencias estadísticamente significativas con un valor de p menor a 0,001 (tabla 3).

Tabla 3. *Análisis bivariado, diferencia estadística entre los promedios de newtons de cada uno de los tipos de conexión. Me (media) De (desviación estándar)*

Tipo de Conexión	Me (RIQ)	$\bar{X}$ (DE)	P
Conexión hexagonal interna (A)	15 (15-15)	17 ($\pm 4,83$)	< 0,001
Conexión cónica interna (B)	35 (30-35)	33 ($\pm 2,58$)	

6. Discusión

El aflojamiento del tornillo de fijación se considera una de las causas más comunes de falla de los implantes, ya que el éxito del tratamiento está condicionado por la transmisión de carga que se da en el complejo implante-elemento transepitelial-prótesis (6). Uno de los factores a tener en cuenta, es el diseño estructural de la conexión del implante, donde la evidencia muestra que las conexiones internas se han relacionado con un mejor rendimiento clínico en comparación que las conexiones externas; la razón es que estas presentan una mayor área de contacto entre la conexión del pilar del implante y permite que las fuerzas se transmitan de manera más efectiva, lo que reduce las microfiltraciones (24), (28). La casa comercial Microdent ofrece dos tipos de implantes de

conexión interna, uno hexagonal (Microdent EK) y otro cónico (Microdent Genius), por tal motivo se hace necesario establecer el promedio de aflojamiento ante fuerzas de flexión-compresión, de estos dos tipos de implantes de conexión interna de la casa comercial Microdent (40).

Los resultados de este estudio experimental *in vitro* lograron evidenciar que existe un aflojamiento en los tornillos fijados ante la aplicación de fuerzas de flexión-compresión, además el rendimiento de las conexiones hexagonales internas (17Nw) fue significativamente menor, con respecto al de las conexiones cónicas internas, esto con relación a los tornillos de fijación soportados sobre elementos transepiteliales al momento de aplicar fuerzas laterales, ya que necesitó de menos newtons de contratorque para sufrir un aflojamiento. Estos hallazgos coinciden con los encontrados por Sammour y colaboradores, los cuales realizaron una investigación similar que compara los tipos de conexión también utilizados en este proyecto y utilizando un tamaño de muestra similar. Ellos concluyen que las conexiones cónicas mostraron una mejor estabilidad del tornillo que una conexión hexagonal interna. Con base en esto, recomiendan promover el uso de implantes cónicos ya que tienen una mejor estabilidad de los tornillos en comparación con otros sistemas (43).

Por otra parte, Acevedo y colaboradores, realizaron un estudio en el que solo midieron el aflojamiento en implantes de conexión hexagonal interna con relación a la misma variable de contratorque utilizada en nuestro proyecto, sin embargo, lo hicieron en diferentes casas comerciales. Como resultado mencionan que ningún implante, de ninguna casa comercial, con contratorque aplicado menor de 35Nw presentó aflojamiento, un resultado diferente al de los hallazgos del presente estudio, donde las muestras de conexión hexagonal interna Microdent presentaron la mayoría de los aflojamientos a 15Nw (44).

Un estudio publicado en el año 2019 buscó investigar el desempeño mecánico de las conexiones cónicas bajo diferentes condiciones de carga cíclica y resaltan la importancia de la adición de una carga axial con el fin de estabilizar la conexión implante-pilar cónico, por medio de la compensación del efecto del momento de flexión y el aumento de la resistencia friccional en la conexión por el asentamiento de los pilares. Además, los autores concluyen que la interfaz implante-pilar cónica tiene un mejor desempeño en la capacidad de sellado y la estabilidad del pilar que la interfaz no cónica, lo cual coincide con lo hallado por nosotros (45).

Asimismo, hay que tener en cuenta que son muchas las variables que pueden interferir en el aflojamiento, como lo son las características individuales del paciente, el hecho de apretar y aflojar repetidamente el tornillo, los cantilivers que conducen a la concentración de esfuerzos y aumentan el riesgo de que se presenten este tipo de fallas, etc. Toda esta información se hace consistente en la literatura reportada, así como lo mencionó Huang y Wang en su revisión sistemática publicada en el año 2019, donde también menciona que la conexión interna puede tener una mejor resistencia al aflojamiento de tornillos que la conexión externa (2).

La revisión sistemática de la literatura realizada por Marriaga y colaboradores concluye que el porcentaje de aflojamiento promedio es del 8.9% para implantes con conexión cónica interna y del 10% para la hexagonal interna, lo cual respalda la evidencia científica que afirma que los implantes de conexión cónica interna presentan un mejor rendimiento. Con respecto al promedio de newtons necesarios para aflojar cada tipo de implante, hallaron que para el caso de los implantes con

conexión cónica interna fue de 25,8 Ncm, un valor menor en comparación con 29,5 Ncm establecidos en los implantes de conexión hexagonal. Esta información respalda los resultados de nuestro estudio, que indican que existieron diferencias significativas que determina que el grupo de conexión cónica interna necesitó una mayor fuerza de contratorque para sufrir aflojamiento, con respecto al grupo de implantes de conexión hexagonal interna, lo que lo establece al implante de conexión cónica interna como una mejor opción (46).

Este estudio *in vitro* tiene como principal limitación el tamaño de muestra reducido en comparación con otros artículos que indagan sobre las mismas características de los implantes. Además, esta investigación buscó evaluar rendimiento de dos tipos de conexión interna de una sola casa comercial, lo cual puede indicar que tal vez las diferencias encontradas sean específicas de los implantes Microdent, esto crea la necesidad de evaluar el rendimiento de estos implantes comparados los de otras casas comerciales utilizadas en el contexto colombiano. Con base en esto, la principal recomendación derivada de este estudio, es la de continuar con esta línea de investigación que estudia el rendimiento de los implantes según su conexión, sobre todo evaluando los implantes de conexión cónica interna de diferentes casas comerciales, ya que presentan el tipo de conexión con el mejor rendimiento, no solo en este estudio sino en lo reportado por diferentes artículos de la revisión sistemática de Marriaga y colaboradores (46).

6.1 Conclusiones

Los resultados de este estudio experimental *in vitro* lograron evidenciar que existe un aflojamiento en los tornillos fijados ante la aplicación de fuerzas de flexión-compresión laterales, tanto en los implantes de conexión hexagonal interna, como en los implantes de conexión cónica interna de la casa comercial Microdent.

Al comparar el promedio de newtons necesarios para aflojar el pilar del implante ante fuerzas de flexión-compresión entre los dos tipos de conexión interna de la casa comercial Microdent, se encontraron diferencias significativas, que indican que el grupo de conexión cónica interna necesitó una mayor fuerza de contratorque para sufrir aflojamiento, con respecto al grupo de implantes de conexión hexagonal interna, lo que lo establece al implante de conexión cónica interna como una mejor opción.

La mayoría de los implantes de conexión hexagonal interna necesitaron 15 Nw de contratorque, para ser aflojados, mientras que los implantes de conexión cónica presentaron un mejor rendimiento, al ser aflojados mayormente a 35Nw de contratorque.

6.2 Recomendaciones

Teniendo en cuenta la importancia de la información reportada en este proyecto, se recomienda continuar con la línea de investigación, en donde se realicen más estudios relacionados con el aflojamiento de los tornillos de fijación y la conexión de los implantes, con el fin de, encontrar más información en la literatura que respalde lo concluido en este estudio.

Resulta importante incluir diferentes variables a las usadas en este estudio, que permitan determinar la relación de estas con dicho aflojamiento. También se hace necesario e interesante,

ampliar las casas comerciales a comparar, en donde no solo se confronten implantes de una misma casa comercial, sino de diversas, con el fin de obtener más información acerca del comportamiento de la conexión con respecto al aflojamiento presentado en los tornillos de fijación.

Referencias

1. Alexandre S, Anina B, Vicentis G. A new design of multifunctional abutment to morse taper implant connection: experimental mechanical análisis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2021 April; 116: p. 104347.
2. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated whit the loosening of the implant abutment screw: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2019 July; 31(4): p. 338-345.
3. Uzcátegui G, Brito F, Cerrolaza M. *Biomecánica de implantes dentales*. 1st ed. Venezuela UCd, editor. Caracas, Venezuela: Consejo de Desarrollo Científico y Humanístico; 2018.
4. Lemus L, Almagro Z, León C. Origen y evolución de los implantes dentales. *Revista Habanera de Ciencias Médicas*. 2009 Octubre-Noviembre; 8(4): p. 1-10.
5. Artzi Z, Dreiangel A. A screw lock for single-tooth implant superstructures. *Journal of de American Dental Association*. 1999 May; 130(5): p. 677-682.
6. Norton M. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical Oral Implants Research*. 1997 August; 8(4): p. 290-298.
7. Coppedé A, Bersani ECM, Silveira R, De Mattias I, Faria R. Resistencia a la fractura de una conexión implante-pilar en implantes con conexiones hexagonales internas y conexiones cónicas internas bajo carga compresiva oblicua: estudio in vitro. *Revista Internacional de Prótesis Estomatológica*. 2010 Enero; 12(1): p. 55-58.
8. Vinod K, Thomas T. Management of abutment screw loosening: Review of literatura an Report of a Case. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014 September; 14(3): p. 208-214.
9. Recio A. Complicaciones biomecánicas de los implantes: Fractura y aflojamiento de los tornillos. Revisión Bibliográfica: (Trabajo Fin de Grado). Universidad de Sevilla; 2018.
10. Tomaghelli E. Estudio comparativo in vitro del aflojamiento de tornillos de fijación en pilares de protesisi implanto asistida: (Tesis Doctoral en odontología). Universidad Nacional de La Plata. Argentina; 2013.
11. Dixon D, Breeding L, Sadler J, McKay M. Comparision of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995 September; 74(3): p. 270-280.
12. Gratton D, Aquilino S, Stanford C. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001 January; 85(1): p. 47-52.
13. Arencibia E, Ordaz E, Sixto M, Rodríguez E, Cardentey J. La rehabilitación protésica unitaria sobre implantes en el paciente parcialmente desdentado. *Revista de Ciencias Médicas*. 2015 June; 19(3): p. 403-412.
14. Bassi A, Lopez M, Confalone R, Gaudio R, Lombardo L, Lauritano D. Clinical outcome of a two-piece implant system with an internal hexagonal connection: a prospective study. *Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents*. 2016 April-June; 30(2 Suppl): p. 7-12.
15. Asamblea General de la FDI. Declaración de Principios de la FDI (revisión). 2015.

Declaración de Principios de la FDI (revisión): Implantes Dentales.

16. Sun F, Wang L, Li XC, Cheng W, Lin Z, Ba DC, et al. Effect of Surface modification on the long-term stability of dental implant abutment screws by plasma nitriding treatment. *Surface and Coatings Technology*. 2020 October; 399.
17. Nimbalkar S, Dhatrak P, Gherde C, Joshi S. A review article on factors affecting bone loss in dental implants. *Materialstoday: Proceedings*. 2021; 43(2): p. 970-976.
18. Schiegnitz E, Al-Nawas B, Tegner A, Sagheb K, Berres M, Kämmerer P, et al. Clinical and Radiological Long-Term Outcome of a Tapered Implant System with Special Emphasis on the Influence of Augmentation Procedures. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2016 August; 18(4): p. 810-820.
19. Martínez J, Cano J, Campo J, Martínez M, García F. Diseño de los implantes dentales: estado actual. *Avances en Periodoncia e Implantología Oral*. 2002 Octubre; 14(3): p. 129-136.
20. Torroella G. Estudio clínico, prospectivo, a boca partida y controlado sobre el diseño del implante cónico vs cilíndrico, en el éxito de la carga inmediata mandibular: (Tesis Doctoral). Departamento de Patología Medicoquirúrgica Oral y Maxilofacial. Universitat Internacional de Catalunya; 2013.
21. Driscoll C, Freilich M, Guckes A, Knoernschild K, McGarry T. The Glossary of prosthodontics terms. Ninth ed. *Dentistry TJoP*, editor.: Staff; 1956.
22. Sollazzo V, Pezzetti F, Scarano A, Piattelli A, Bignozzi C, Massari L, et al. Zirconium oxide coating improves implant osseointegration in vivo. *Dental Materials*. 2008 March; 24(3): p. 357-361.
23. Gil F, Planell J. Aplicaciones biomecánicas del titanio y sus aleaciones. *Biomecánica - Originales. Órgano de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. 1993 January; 1(1): p. 34-42.
24. Rebeah H, Yilmaz B, Seidt J, McGlumphy E, Clelland N, Brantley W. Comparison of 3D displacements of screw-retained zirconia implant crowns into implants with different internal connections with respect to screw tightening. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 January; 119(1): p. 132-137.
25. Koo KT, Lee EJ, Kim JY, Seol YJ, Han J, Kim TI, et al. The effect of internal versus external abutment connection modes on crestal bone changes around dental implants: a radiographic analysis. *Journal Periodontology*. 2012 September; 83(9): p. 1104-1109.
26. Herrero M, Romero M, Díaz C, Bullón P, Ríos J. Influence of two different machined-collar heights on crestal bone loss. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014 November-December; 29(6): p. 1374-1379.
27. Schmitt C, Nogueira G, Tenenbaum H, Lai J, Brito C, Döring H, et al. Rendimiento de los implantes de conexión con pilar cónico (cono Morse): una revisión sistemática. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2014 February; 102(2): p. 552-574.
28. Yu X, Han Y, Wang J. Is an internal tapered connection more efficient than an internal nontapered connection? A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019 December; 124(4): p. 431-438.
29. Fernández C, López G, Villar F. Prótesis sobre implantes. ¿Atornillada o cementada? *Revista de la Asociación Odontológica Argentina*. 2020 Enero-Abril; 108(1): p. 29-39.
30. Wittneben J, Joda T, Weber H, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-

- supported fixed dental prosthesis. *Periodontology* 2000. 2017 February; 3(1): p. 141-151.
31. Pradies G, Martínez F, Peláez J, Salido M, Suárez M. Cementos para implantes. ¿Cuál, cómo, dónde, cuándo y por qué? *Gaceta Dental: Industria y Profesiones*. 2004 Octubre;(152): p. 70-92.
 32. Redondo J. Pilares anatómicos: imitando la naturaleza. *Gaceta Dental*. 2014 Julio.
 33. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004 March-April; 19(2): p. 260-265.
 34. Misch C. Prótesis dental sobre implantes. Segunda ed. España: Elsevier; 2015.
 35. Proussaefs P, AlHelal A. The combination prosthesis: A digitally designed retrievable cement- and screw-retained implant-supported prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018 April; 119(4): p. 535-539.
 36. Vanaclocha A. Estudio In Vitro de la Resistencia a la Fractura tras la fatiga de Coronas Cementadas sobre pilares de Circona: (Tesis de Grado). Universitat de València; 2015.
 37. Rodrigues D, Cerutti D, Do Valle A, Pereira J. A method of assessing the effectiveness of the friction fit interface by measuring reverse torque. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014 October; 112(4): p. 839-842.
 38. Bickford J. An introduction to the desing and behavior of bolted joints. 1st ed. New York, NY: Marcel Dekker; 1981.
 39. Burguete R, Johns R, King T, Patterson E. Tightening Characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of Prosthetic dentistry*. 1994 June; 71(6): p. 592-599.
 40. Microdent Impant System. Sistema Implantológico. Microdent Genius. Conexión Interna Cónica. 0219th ed. Barcelona, España: Microdent Impant System S.L.U.; 2019.
 41. Microdent Impant System. Sistema Implantológico. Microdent EK. Guía de Productos. 1219th ed. Barcelona, España: Microdent Impant System S.L.U.; 2019.
 42. Manterola C, Otzen T. Estudios experimentales 1 parte. El ensayo clínico. *International Journal of Morphology*. 2015 Marzo; 33(1): p. 342-349.
 43. Sammour S, El-Sheikh M, El-Gendy A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dental Materials*. 2019 November; 35(11): p. 265-271.
 44. Acevedo M, Roa W, Gamarra M, Cruz J. Evaluación in vitro del aflojamiento de tornillos de fijación en implantes de conexión hexagonal interna: (Trabajo de Grado Especialización en Rehabilitación Oral). Universidad Santo Tomas. Bucaramanga, Colombia; 2021.
 45. Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2019 February; 90: p. 426-432.
 46. Marriaga A, Rodríguez D, Sepúlveda P. Aflojamiento de tornillos de fijación implante-pilar en implantes de conexión cónica interna y conexión hexagonal interna: una revisión sistemática: (Tesis de Grado Especialización en Rehabilitación Oral). Universidad Santo Tomas. Bucaramanga, Colombia; 2022.
 47. Pardal B. Pérdida de torque de los tornillos de fijación del pilar en implantes sometidos a cargas cíclicas: (Tesis Doctoral en Cirugía y Odontoestomatología). Universidad de

Salamanca; 2016.

48. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An In Vitro Analysis of Implant Screw torque, Loss With External Hex and Internal Connection Implant Systems. *Implant Dentistry*. 2006 December; 15(4): p. 427-435.
49. Corona M, Iraidá D, López M, Ysel I, Castro E, Sánchez I. Main factors provoquing dental implant failure Dra. Marcia Hortensia Corona Carpio. *Medisan*. 2015; 19(11): p. 1325-1329.

Apéndices

Apéndice A. Instrumento de Recolección de Datos

INSTRUMENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

COMPARACIÓN IN VITRO DEL AFLOJAMIENTO DE TORNILLOS DE FIJACIÓN A ELEMENTOS TRANSEPITELIALES EN IMPLANTES DE CONEXIÓN CÓNICA INTERNA Y CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA DE LA CASA COMERCIAL MICRODENT SOMETIDOS A FUERZAS LATERALES

Investigador: _____ CC: _____ Fecha de elaboración: _____ Hora: _____ Lugar elaboración: _____

CONEXIÓN	CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA (A)								CONEXIÓN CÓNICA INTERNA (B)							
CASA COMERCIAL MICRODENT	IMPLANTE MICRODENT EK								IMPLANTE MICRODENT GENIOUS							
-	CONTRATORQUE								CONTRATORQUE							
IMPLANTES	15N		20N		25N		30N		15N		20N		25N		30N	
AFLOJAMIENTO	SI	NO	SI	NO	SI	NO	SI	NO	SI	NO	SI	NO	SI	NO	SI	NO
Implante 1																
Implante 2																
Implante 3																
Implante 4																
Implante 5																
Implante 6																
Implante 7																
Implante 8																
Implante 9																
Implante 10																

FIRMA: _____

Apéndice B. *Cuadro de Operacionalización de Variables*

Variables	Definición Conceptual	Definición Operacional	Naturaleza	Escala de Medición	Valores que asume
Conexiones	Unión estructural entre el pilar y el cuerpo del implante (46)	Se utilizarán implantes de conexión cónica interna y hexagonal interna, de la casa comercial Microdent	Cualitativo	Nominal	Conexión hexagonal interna (A) Conexión cónica interna (B)
Aflojamiento– variable dependiente	Inestabilidad de la articulación entre el tornillo pilar y el implante que permite micromovimientos ante cargas oclusales (41)	Se someterán los aditamentos a cargas laterales, con una máquina universal de ensayos, aplicando 2.500 fuerzas cíclicas, permitiendo establecer si hubo o no aflojamiento implante-elemento transepitelial	Cualitativa	Nominal	SI NO
Contratorque	Se define como una torsión inversa. (12)	Se aplicará un contratorque para determinar el momento en que se genera el aflojamiento del tornillo	Cualitativo	Nominal	15N 20N 25N 30N

Apéndice C. Presupuesto gastos personales

Personal	Formación académica	Función en el proyecto	Dedicación /horas semanales	Valor hora	Total/ Semana	Numero de semanas	Número total de horas	Total/final
Nohora Camila Rugeles	Especialista	Director 1	2 horas	\$34.231	\$68.462	68	136	\$4'655.416
Diego Alejandro Martinez	Estudiante	Investigador 1	7 horas	\$32.161	\$32.161	68	476	\$15'308.636
Aurea Estefanny Gonzalez	Estudiante	Investigador 2	7 horas	\$32.161	\$32.161	68	476	\$15'308.636
Andrea Carolina Díaz	Estudiante	Investigador 3	7 horas	\$32.161	\$32.161	68	476	\$15'308.636
TOTAL \$50'581.324								

Presupuesto global de fuentes de financiación

Material	Cantidad	Valor Unidad	Total
Resmas	1	\$9.600	\$9.600
Cartuchos negros	2	\$12.000	\$24.000
Cartuchos color	2	\$30.000	\$60.000
Impresora	1	\$100.000	\$100.000
Computador	3	\$1'500.000	\$4'500.000
Tablas de escribir	3	\$20.000	\$60.000
Monómero	1	\$100.000	\$100.000
Cinta para enmascarar	1	\$3.600	\$3.600
Resina acrílica Technovit 4000, Heraeus Kulzer	1	\$200.000	\$200.000
Recipientes para acrílico	10	\$4.800	\$48.000
Implante conexión cónica Microdent Genius	6	\$450.000	\$2.250.000
Implante conexión hexagonal Microdent EK	6	450.000	\$2.250.000
Elemento transepitelial conexión cónica, multiunit	6	\$120.000	\$720.000
Elemento transepitelial conexión hexagonal, multiunit	6	\$120.000	\$720.000

Material	Cantidad	Valor Unidad	Total
Préstamo maquina	1	\$90.000	\$90.000
Destornillador 1	1	\$ 300.000	\$ 300.000
TOTAL			\$ 11.435.200

Apéndice D. Carta de solicitud de patrocinio a Microdent

Bucaramanga, 20 noviembre 2021

Señor:

Héctor Reyes

Representante comercial Microdent implant system S.A.S

Bogotá, Colombia

Asunto: Solicitud de patrocinio de proyecto de investigación. Cordial saludo

A través de la presente, me dirijo a usted de manera respetuosa, con el fin de solicitar el patrocinio de su compañía, mediante el suministro de 11 implantes Microdent Genious, y de 11 implantes Microdent EK, con fines académicos, para la realización del trabajo de grado, titulado “COMPARACIÓN IN VITRO DEL AFLOJAMIENTO DE TORNILLOS DE FIJACIÓN A ELEMENTOS TRANSEPITELIALES EN IMPLANTES DE CONEXIÓN CÓNICA INTERNA Y CONEXIÓN HEXAGONAL INTERNA DE LA CASA COMERCIAL MICRODENT SOMETIDOS A FUERZAS LATERALES”, realizado para obtener el título de Especialista en Rehabilitación Oral de la Universidad Santo Tomas, sede Bucaramanga, Santander. El objetivo principal de nuestra investigación es evaluar y comparar el aflojamiento de tornillos de fijación a elementos transepiteliales en implantes de conexión cónica interna e implantes de conexión hexagonal interna de su casa comercial, por lo que, es de gran importancia para nosotros, poder contar con su apoyo.

Atentamente.

AUREA ESTEFANNY GONZALEZ

Odontóloga. Estudiante Posgrado de Rehabilitación Oral. USTA

DIEGO ALEJANDRO MARTINEZ JAIMES

Odontólogo. Estudiante Posgrado de Rehabilitación Oral. USTA y

ANDREA CAROLINA DIAZ MENDOZA

Odontóloga. Estudiante Posgrado de Rehabilitación Oral. USTA

Atentamente

AUREA ESTEFANNY GONZALEZ CASTRO

Odontóloga Estudiante Posgrado de Rehabilitación Oral. USTA

DIEGO ALEJANDRO AMRTINEZ JAIMES

Odontóloga Estudiante Posgrado de Rehabilitación Oral. USTA

ANDREA CAROLINA DIAZ MENDOZA

Odontóloga Estudiante Posgrado de Rehabilitación Oral. USTA