

UNIVERSIDAD DE VALPARAÍSO
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
ESCUELA DE ODONTOLOGÍA
CÁTEDRA DE OPERATORIA DENTAL



UNIVERSIDAD
DE
VALPARAISO
C H I L E



**“Estudio Descriptivo Exploratorio de las
Características del Diseño de Tornillos de Fijación de
Pilares de 4 Marcas Comerciales Utilizados en
Rehabilitación Sobre Implantes Óseo Integrados”**

Trabajo de Investigación
Requisito para optar al título
De Cirujano-Dentista

Alumnos:

Constanza Brücher Suárez.
Guadalupe Paul Rozas.
Ramón Rojas Torres.

Docente guía:

Dr. Rafael Ceballos Olguín.

Valparaíso
2005

DEDICATORIAS

A mi madre, Guadalupe, por poner nuestro bienestar por sobre todas las cosas y mostrarme el real significado de fortaleza.

A mi padre, Iván, por demostrarme lo que es esfuerzo, dedicación y mucho amor, lo que hace que nuestro lazo sea irrompible.

A mi hermano, Iván Andrés, por ser lo más verdadero y hermoso de mi vida.

A mi familia, especialmente a Nelly y Luzmira, mujeres ejemplares.

A Fernanda, mi amiga inseparable, por hacer que mi vida esté llena de alegrías.

A mis amigos, Diego, Gloria, Mari, Eduardo, Kathy y Gabriel, por lo que hemos compartido y por lo que vendrá.

A mis compañeros de tesis, Constanza y Ramón, por invitarme a realizar este trabajo y regalarme su amistad.

Lupe

A mi padre, Ramón, a quien doy gracias de todo en mi vida, mi guía, mi mentor, me enseñó amar la vida.

A mi madre Leticia, el pilar fundamental de mi familia y apoyo incondicional.

A mis hermanas Aída y Paula, mis compañeras en la vida.

A Isidora y Florencia, mis sobrinas quienes me han enseñado a observar y resolver la vida en forma simple y comprender el verdadero sentido de la existencia

A la montaña y el mar... donde el único límite esta dado por la mente

A Titan Co, Titan Lu y Titan Doc.

A mis amigos de infancia, con quienes hasta ahora sigo creciendo.

A los invisibles, quienes me dan la fortaleza y hacen la vida bella.

Ramón

A mis padres, Jorge e Isabel, que han sido el pilar de mi vida, mi apoyo... mis ejemplos, me enseñaron el amor y la perseverancia.

A mis hermanos, Javiera y Juan Pablo, por su amor su compañía y sus risas

A mi Meme, de quien aprendí lo que es la fortaleza, y por estar siempre a mi lado

A mis amigas José y Caro, por que estuvieron cuando empezamos y siguen a mi lado

A los "elementos" Cote, Eve, y Erika, a quienes por su amistad y apoyo incondicional, les debo gran parte de esto

A Lupe y Ramón, por los sueños, la fuerza, la paciencia y la amistad.

los sueños siempre se alcanzan...

Coni

A nuestro docente guía por su disposición, por su humor y su paciencia

AGRADECIMIENTOS

- A Dr. Rafael Ceballos Olgún, nuestro docente guía, quien creyó primero en nosotros, y luego guió e incentivó el desarrollo de nuestras ideas hasta llevarlas a la realidad.
- Sr. Jorge “el malo” Espinoza Pinto, por su desinteresada e invaluable contribución, nos dio la luz y abrió las puertas de la ingeniería ante nuestros ojos.
- A los señores. Román Tolosa, Juan Basualto y “el Señor de los Dulces” encargados de laboratorio de Ciencias de los Materiales, Universidad Técnica Federico Santa María.
- A las empresas y sus representantes en Chile, que con su aporte generoso hicieron posible el desarrollo de este estudio: B&W, Lifecore, Master Conexión y Nobel Biocare.
- Al Dr. Ramón Rojas Cabezas, quien planteó las bases de esta investigación, en una conversación de padre e hijo, estuvo siempre a nuestro lado y nos transmitió humildemente su experiencia y conocimiento.
- A Marcos y la señora Gaby, por su disposición y colaboración.
- Sr. Torni, por su apoyo, esfuerzo y horas sin dormir...
-
-
-
-
-
- y punto...

INDICE

Introducción	2
Marco Teórico	4
Biomateriales	4
○ <i>Propiedades Mecánicas</i>	4
○ <i>Titanio</i>	8
Implantes en Odontología	12
○ <i>Componentes del Sistema de Rehabilitación sobre Implantes</i>	12
○ <i>Etapas de la Rehabilitación sobre Implantes de dos Fases</i>	13
○ <i>Pilares UCLA</i>	14
Mecánica y Precarga	15
Diseño y Mecánica de Tornillos	17
Análisis de Elemento Finito	20
Complicaciones en la Rehabilitación sobre Implantes	22
Hipótesis	24
Objetivo General	24
Objetivo Específicos	24
Materiales y Método	25
○ <i>Montaje de las Muestras</i>	26
○ <i>Forma y Calidad Superficial</i>	27
○ <i>Análisis Dimensional</i>	29
○ <i>Análisis de Elemento Finito</i>	30
○ <i>Microdureza de Vickers</i>	31
• Resultados	32
○ <i>Forma y Calidad Superficial</i>	32
▪ <i>Observación de Muestras en Lupa Estereoscópica</i>	32
▪ <i>Observación de Muestras en Microscopio Ópticos</i>	36
○ <i>Análisis Dimensional</i>	39
○ <i>Análisis de Elemento Finito: Resultados de Esfuerzos</i>	41
○ <i>Análisis de Microdureza Vickers</i>	44
• Discusión	53
• Conclusiones	59
• Sugerencias	60
• Resumen	61
• Bibliografía	62
• Anexos	66

INTRODUCCIÓN

La odontología dirige sus esfuerzos a reestablecer la morfología, la función, la comodidad, la estética, el habla; la salud del Sistema Estomatognático de forma predecible, independiente del grado de atrofia, alteración o lesión del mismo. Sin embargo cuantos más dientes pierden los pacientes, más difícil se hace lograr estos objetivos a través de la odontología tradicional, no quirúrgica. Esto sumado al hecho de que actualmente la atención odontológica de pacientes de la tercera edad adquiere cada vez más importancia debido al envejecimiento progresivo de la población; ha llevado a los odontólogos a buscar tratamientos que permitan entregar mayor satisfacción a sus pacientes. Debido a esto cada día se realiza con mayor frecuencia la indicación de rehabilitaciones sobre implantes oseointegrados. (Carl E. 1995)

La sustitución con éxito de los dientes naturales perdidos, por análogo de las raíces integradas en los tejidos, constituye uno de los mayores avances clínicos en los tratamientos odontológicos. (Brånemark et al., 1987) La ciencia que soporta el procedimiento clínico de la óseo integración y biocompatibilidad de los materiales, ha evolucionado notablemente en las últimas cinco décadas, tanto en la clínica como en el laboratorio, desarrollando productos y materiales que una vez en contacto con los tejidos y fluidos del organismo no generen reacciones adversas y permitan así la rehabilitación de nuestros pacientes. Estos avances han sido posibles gracias a la participación multidisciplinaria de un amplio equipo de personas en todo el mundo.

En relación a la rehabilitación sobre implantes se vio que en un principio la técnica introducida por Brånemark era altamente costosa y difícil, ya que exigía la utilización de pabellones hospitalarios por la esterilidad necesaria para llevar a cabo el procedimiento, requería excesivo tiempo de consulta, alto costo de los componentes, y gastos de laboratorio hacían la técnica poco accesible. (Shepherd N. 1998) Esto ha llevado al desarrollo de nuevas técnicas, que a pesar de basarse en los principios de la oseointegración introducidos por Brånemark, han simplificado su utilización y han expandido el abanico de posibilidades en rehabilitación, y a la vez han hecho sus beneficios más accesibles a los pacientes.

Existen razones documentadas para escoger implantes en vez de tratamientos tradicionales. Esto incluye problemas de adaptación del paciente al tratamiento o problemas de adaptación de los tejidos blandos, además se ha visto que tanto los pacientes como los dentistas se muestran reacios a tallar tejido dental sano para acomodar prótesis parciales tanto fijas como removibles con pronósticos a veces impredecibles. (Avivi-Arber L. y Zarb GA. 1996; Ekfeldt A. et al. 1994)

Sin embargo, múltiples estudios han demostrado que la rehabilitación sobre implantes presenta variadas complicaciones, desde la necesidad de un buen diagnóstico para evitar fracasos posteriores, hasta las fallas propias del sistemas como es aflojamiento de los componentes del sistema, principalmente por fallas a nivel del tornillo que mantiene unidos estos componentes.

Es así como se ha visto cambios en los objetivos de los estudios en relación a la rehabilitación sobre implantes, ya que en un principio, los estudios se enfocaban en el éxito y fracaso de la etapa quirúrgica y la óseo integración del implante. Actualmente el análisis de

costos y las complicaciones de la rehabilitación protésicas están cobrando cada vez mayor importancia, ya que este tipo de fallas les recuerda a nuestros pacientes que no llevan dientes naturales, sino aparatos protésicos.

En esta tesis se presentará una revisión bibliográfica de las características de los biomateriales; de los sistemas de implantes y sus componentes; conceptos de mecánica y precarga de los sistemas que deberían ser entendidos y manejados por los clínicos que realicen este tipo de rehabilitaciones. Para luego presentar información sobre los tornillos de fijación de pilares, encargados de mantener la estabilidad del sistema y sus fallas mas frecuentes.

Finalmente se incluirá una descripción de la evaluación de las propiedades mecánicas de los tornillos de fijación de pilares y la comparación de estas características de los tornillos de dos marcas comerciales de origen Sudamericanas, Master Conexión de origen brasilero y B&W de origen argentino, en relación a las características presentadas por los tornillo de Nobel Biocare de origen sueco y Lifecore de origen estadounidense. Para así determinar si existe alguna diferencia en las características de estos tornillos que pudieran significar alguna discrepancia en su desempeño clínico posterior y/o su valor comercial.

MARCO TEORICO

BIOMATERIALES

En la actualidad se han desarrollado materiales no biológicos con aplicación en medicina y odontología. Estos materiales no provocan reacciones adversas en los tejidos del organismo, en el momento del contacto ni a largo plazo; este es el caso de materiales como apósitos o jeringas. En el caso de los materiales utilizados en implantes esta situación es diferente, ya que estos permanecen en el organismo por un periodo de tiempo prolongado, por lo que deben ser materiales biocompatibles. Esta característica es un requisito fundamental en el caso de los implantes dentales.

Biocompatibilidad: se define como la tolerancia local que presentan los tejidos, manifestada por la ausencia de respuesta inflamatoria aguda o crónica, y la ausencia de efectos adversos en tejidos distantes al lugar de implantación.

Los biomateriales pueden dividirse en materiales bioinertes, aquellos que no generan respuesta local del sistema inmunitario, por ejemplo el Titanio utilizado en la elaboración de implantes; materiales bioactivos, aquellos que generan una respuesta local del tejido permitiendo procesos de unión entre el material y el tejido, entre estos están la hidroxiapatita y los biovidrios; y materiales biotolerables, los que provocan una respuesta mínima local del sistema inmunológico, como la encapsulación de cuerpos extraños, entre estos materiales están las cerámicas de alúmina (Al_2O_3), los metales como el vanadio y cromo.

Uno de los materiales biotolerables importante de mencionar por su utilización en la fabricación de implantes dentales es el titanio.

Antes de describir las características del titanio, es importante, revisar algunos conceptos mecánicos que servirán para entender de mejor manera las características de este biomaterial.

PROPIEDADES MECÁNICAS

La caracterización física de las propiedades requeridas de un material para aplicaciones médicas y odontológicas, varía de acuerdo con la aplicación particular. Se debe considerar que las pruebas fisicoquímicas de los materiales para implante in vivo son difíciles, si no imposibles.

Los materiales presentan propiedades mecánicas, que nos permiten determinar cuan estable será el comportamiento del material al ser sometido a cargas o esfuerzo mecánico. Sin embargo estas propiedades se ven afectadas por los cambio de temperatura a los que sea sometido el material. De estas propiedades y sus variaciones depende el uso que podamos dar a cada material. Es importante tener siempre presente que la mayoría de las propiedades de un material tendrán valores alrededor de un promedio.

Ensayo Tensión:

Es la evaluación del esfuerzo y la deformación. El esfuerzo corresponde a la carga por unidad de área. Las unidades de esfuerzo son psi o Pa. La deformación es el cambio en longitud por unidad de longitud.

Cuando un material es sometido a esfuerzo, en un gráfico de la curva de esfuerzo/deformación, es posible distinguir ciertos parámetros:

Límite de Proporcionalidad (LP):

En este rango el material cumple la ley de Hooke, que plantea que bajo este límite el esfuerzo (tensión de estiramiento o compresión), es proporcional a la deformación elástica sufrida por el material, mas allá de la cual se produce deformación plástica. Esta constante de proporcionalidad es conocida como constante elástica o modulo de Young o modulo de elasticidad del material, definido por la letra E. Esto es una característica propia de cada material; es una medida de la rigidez de un material. (Ver figura 1)

Límite Elástico (LE):

Marca el límite entre el comportamiento elástico y el comportamiento plástico. Una vez sobrepasado este límite el material no recupera el 100 % de su forma original una vez removido el esfuerzo. Sobre este punto al aplicar tensión el cuerpo cede más fácilmente y se deforma, se conoce como punto de fluencia. (Ver figura 1)

Resistencia máxima, límite de ruptura (LR):

Corresponde al esfuerzo máximo que puede soportar el material antes de romperse. Sobre este punto se produce la fractura del material. (Ver figura 1)

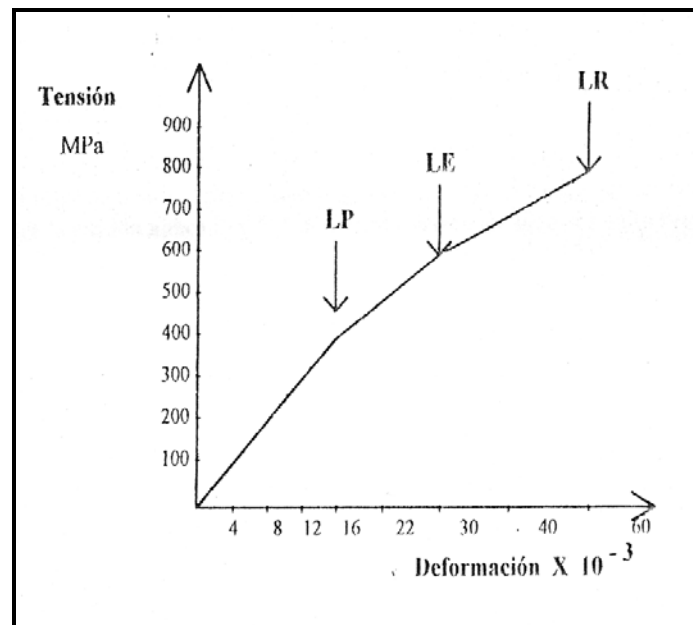


Figura 1: Curva Tensión Deformación, muestra limite de proporcionalidad, limite elástico y limite de ruptura.

Resistencia Específica:

Resistencia dividida por la densidad del material, también se puede denominar “relación resistencia peso”.

Rigidez Específica:

Su valor corresponde al valor del modulo de Young o de elasticidad, dividido por el valor de la densidad del material

Ductilidad:

Capacidad del material de deformarse plásticamente al ser sometido a una tensión antes de fracturarse, se consideran dúctiles los materiales que a la fractura tengan una elongación superior al 5 %.

Fragilidad:

Incapacidad relativa de un material para deformarse plásticamente. Un mismo metal puede ser dúctil o frágil, dependiendo de la forma en que se manufactura o el tratamiento térmico que recibe. En general, los metales forjados, suelen ser más dúctiles que los metales colados. El trabajo en frío del metal tiende a incrementar su fragilidad.

Compresión:

La mayor parte de los materiales dúctiles presentan resistencia a la compresión similar a la resistencia a la tensión. Cuando estas resistencias son semejantes hablamos de metales uniformes, si son muy diferentes es un metal no uniforme.

Flexión:

En este ensayo el cuerpo de prueba es soportado desde los extremos, como una viga, y cargado transversalmente en el centro de su longitud, hasta que falla. Si el material es dúctil, la falla ocurrirá cediendo. Si el material es frágil se fracturará.

Torsión:

Al torcer los cuerpos podemos ver que un cuerpo dúctil se tuerce varias veces antes de fallar, mientras en un cuerpo frágil sigue en línea recta después de la falla, ya que antes de la fractura no hay mucha distorsión plástica.

Resistencia a la Fatiga y Límite de Resistencia:

Durante los ensayos de tensión y torsión, los cuerpos de prueba son sometidos lentamente a cargas, y sólo una vez. Hablamos entonces de cargas estáticas y se miden resistencias estáticas del material.

Pero en general los materiales usados en rehabilitación oral están sometidos a cargas cíclicas y los materiales presentan comportamiento distinto ante estas cargas, que en respuesta a cargas estáticas. Por esto resulta de importancia conocer la resistencia a la fatiga de los materiales que estamos utilizando.

Flexibilidad:

Es la capacidad del material para absorber energía sin deformación permanente, y es proporcional al área debajo de la curva esfuerzo-deformación hasta el límite elástico.

Tenacidad:

Es la capacidad de un material de absorber energía deformándose, sin fracturarse y es proporcional al área por debajo de la curva esfuerzo-deformación hasta su punto de fractura. Las grietas generan zonas locales de concentración de esfuerzo que provocan cedencia local del material.

Termofluencia:

La deformación elástica del material es seguido por este fenómeno (es como un deslizamiento de las capas que lo constituyen), en forma previa a la fractura. La razón de termofluencia de un material incrementa al aumentar la temperatura pasando a ser significativa cuando llega a un 30 o 60% de la temperatura de fusión del material. Así muchos materiales que a temperatura ambiente se comportan como materiales dúctiles, a temperaturas bajas se pueden comportar como materiales frágiles.

Por esto es importante comprender que todas las propiedades de los materiales están en función de la temperatura y por lo general los datos de la prueba publicados se generan a temperatura ambiente. Comúnmente las temperaturas elevadas provocan una disminución de la resistencia

Dureza:

Resistencia de un material a la deformación plástica, normalmente se calcula bajo una fuerza de indentación y se define como la fuerza por unidad de área de penetración o indentación en el material. Corresponde a una medida de deformación plástica.

La resistencia de los materiales está íntimamente correlacionada con su dureza. A los diferentes metales se les aplican diversos tratamientos con la finalidad de aumentar su dureza y resistencia.

La dureza suele medirse en alguna de las siguientes escalas: Brinell, Rockwell o Vickers. Siendo la más aplicada en odontología la microdureza de Vickers, que utiliza un indentador de diamante con forma piramidal, que impacta la superficie del metal con una fuerza conocida, y luego mide bajo microscopio el ancho de la deformación o penetración dejada por la punta. Las unidades de dureza absoluta son Kg/mm².

Desgaste:

Existen diferentes tipos de desgates: el corrosivo, producto de la actividad química de algún material a nivel de la zona de unión; el de fatiga superficial, por la formación de pequeñas facturas que pueden llevar a la ruptura del material; y el abrasivo, en el que hay desplazamiento de las partículas de una superficie a otra, producto del movimiento y roce entre las partes.

En el caso de los implantes el desgaste es de especial importancia a nivel de las uniones. Aquí el desgaste tiene estrecha relación con la fricción entre los componentes.

TITANIO

Metal descubierto en 1791, por el sacerdote inglés William Gregor, quien lo nombró Menaquita o Manacannit, en honor al lugar donde fue descubierto. En el año 1795, Martin Heinrich Klapproth descubrió un enlace de titanio en el mineral de rutilo (TiO_2), al cual llamó titanio por su fortaleza en recuerdo a Titanio (del latín Titans), el hijo de Urano (Dios Romano del cielo) y Gea (Diosa Romana de la tierra). (Höhne R. 2005)

En 1825, Brezelius obtuvo titanio metálico, impuro, a partir del dióxido, por medio de la reducción con natrium. Sólo a comienzos de la Primera Guerra Mundial, en 1910 el norteamericano Hunter logró reducir el titanio a un grado de pureza del 99,9 por ciento, calentando el tetracloruro de titanio y sodio en una bomba de acero. En 1938 Kroll, con el descubrimiento de la reducción del tetracloruro de titanio con magnesio hizo posible la aplicación a escala industrial del titanio. (Höhne R. 2005)

Todos los estudios realizados hasta la fecha, muestran que el titanio es un material idóneo para la elaboración de implantes dentales, y otras estructuras utilizadas en medicina y odontología, dada las propiedades que este presenta. Esto lo ha convertido en el material de elección para fabricación de estructuras usadas en estas ciencias.

Es un metal no tóxico, biocompatible, altamente resistente a la corrosión, esto gracias a que al reaccionar con el oxígeno, con el cual tiene alta afinidad, forman una película superficial fina de óxido metálico (TiO_2) de gran estabilidad, que lo protege de los agentes corrosivos, además el oxígeno aumenta su ductilidad y tenacidad en forma proporcional.

Como otros metales, la resistencia del Titanio disminuye con la temperatura, siendo extremadamente frágil en frío, pero es muy maleable y dúctil al rojo vivo moderado. Sin embargo su capacidad de calentamiento es 17 veces inferior a la del oro, por ello, es muy resistente a los cambios de temperatura.

El Titanio puro tiene una baja densidad, ($4,51 \text{ g/cm}^3$), aproximadamente un 56% de la densidad del acero ($7,9 \text{ g/cm}^3$), y una resistencia a la tracción entre 240 y 930 Mpa, dependiendo de sus diferentes grados.

Posee un límite de Temperatura de Servicio (temperatura ideal de proceso) de 650°C a 750°C , tiene la resistencia de un acero de resistencia media (930 Mpa), su módulo de elasticidad (módulo de Young) es de 110 a 124 Mpa, lo que equivale al 60% del correspondiente al acero. Su resistencia específica es cercana a la de los aceros de aleaciones más resistentes, y su rigidez específica es superior a la del acero, lo que es favorable para su tolerancia a las deflexiones.

Una de sus desventajas es su difícil manejo lo que lo hace ser un material de alto costo, en relación a los procesos de obtención y procesamiento de otros metales. Esto debido específicamente a su alta reactividad con el oxígeno a altas temperaturas, lo que hace difícil su obtención como metal en estado puro, ya que las altas temperaturas del proceso hacen

indispensable la utilización de atmósferas inertes o de vacío, el forjado debe ser realizado a temperaturas menores de 925° C, y la reactividad del titanio con los metales de los instrumentos utilizados en el corte deben ser minimizadas utilizando herramientas filosas a velocidades de corte bajas, otra opción para esto es realizar un mecanizado electroquímico. Por lo que comercialmente se trabaja con titanio denominado "comercialmente puro" (c.p.), el cual contiene un 99% del metal y un 1% de diferentes de impurezas. (Norton R.L. 1999; Anusavice KJ., et al. 2004; Ozols A. 1999-2005)

Otras Propiedades del Titanio son: (Ver tabla II)

- Dureza: desde 180 hasta 250 HV (Vickers). La dureza del titanio cp colado puede aumentar hasta cerca de 650, producto de los distintos procesos a los que es sometido. (a una profundidad de 25 μ m).
- Liviano: es el más liviano después del aluminio.
- Baja conductibilidad térmica.
- Peso específico bajo, cuatro veces menor al del oro (densidad) 4,51 g/cm³.
- Radio translucidez hasta 1.2mm.
- Extensión de fractura: 15% hasta 20%.
- Alto punto de fusión: (1668° C), con un coeficiente de expansión térmica relativamente bajo.
- Alta resistencia mecánica: 734 hasta 882 N/mm². Es un metal resistente, por lo que los procedimientos de tensión, como torcer, taladrar y fresar, pueden aplicarse a este metal. A causa del bajo módulo de elasticidad, el titanio cede a la presión del instrumento cortante. Por tanto, es preciso trabajarlo con una baja velocidad de corte y un buen enfriamiento.
- Sabor neutro.
- Absorbe nitrógeno, oxígeno e hidrógeno (N₂, O₂, H₂) forma en la cual aumenta la dureza y resistencia.

Las normativas ISO (Internacional Standardization Organization) y ASTM (American Society for Testing and Materials) clasifican al titanio c.p. en cinco grados (grados 1-4 y grado 7), definidos según la concentración de otros elementos presentes en el titanio, como el hierro (del 0,2 al 0,5% de su peso) y oxígeno (de 0,18 a 0,4% de su peso), como también otras impurezas como carbono (0,1%), nitrógeno (0,03 a 0,05%) e hidrógeno (0,015%). (Ver tabla I)

El titanio comercialmente puro se presenta estable a bajas temperaturas como Ti cp de fase α y a altas temperaturas es estable como Ti cp de fase β , esta estructura tiene mas tenacidad que la fase α . El aluminio, el carbono, el oxígeno y el nitrógeno estabilizan la estructura α , esto es que aumenta la temperatura para transformarla en estructura β . La estructura β es estabilizada por el molibdeno y el tantalio, es decir, que estos elementos prolongan la fase de Ti β .

Aleación de Titanio TÍ6Al4V: dureza vickers de 320

En 1972, se introdujo una de las aleaciones de titanio mas empleada actualmente, en la fabricación de implantes, TÍ6Al4V, la cual contiene un 90% de Ti, un 4% de vanadio y un 6% de aluminio en su composición. Esta aleación presenta una estructura doble que tiene fase α y fase β , las que varían con los cambios térmicos. (Ver tabla I)

En la actualidad esta aleación ha ido reemplazando al titanio c.p. en muchas aplicaciones, debido a que presenta una mayor resistencia, si comparamos sus propiedades de fatiga clínica (cargas cíclicas) con el Ti cp la aleación TÍ6Al4V tiene mayor resistencia a la fatiga que el Ti cp, además de poseer un límite elástico cercano a los 960 MPa. (Ver tabla II)

Sin embargo la aleación TÍ6Al4V presenta limitaciones como el tener una limitada resistencia al desgaste debido a su baja dureza semejante a las otras aleaciones de titanio, es de difícil obtención y su capacidad de conformado es menor que la fase β de Ti cp. La polémica por su utilización ha surgido ya que el vanadio presenta citotoxicidad, pero se ha demostrado que en esta concentración y unido al titanio, su uso no representa un peligro para la salud. (Ozols A. 1999-2005)

Según la información entregada por los fabricantes, de la marca Lifecore es esta aleación que se utiliza actualmente en la fabricación de los sistemas de implantes (según norma ASTM F136).

Tabla I: Diferentes tipos de titanio y sus diferentes constituyentes.

TIPOS DE TITANIO Y SUS COMPONENTES								
Tipo	N	C	H	Fe	O	Al	V	Ti
cp I	0,03	0,08	0,015	0,20	0,18	---	---	Resto
cp II	0,03	0,08	0,015	0,30	0,25	---	---	Resto
cp III	0,05	0,08	0,015	0,30	0,35	---	---	Resto
cp IV	0,05	0,08	0,015	0,50	0,40	---	---	Resto
Ti6Al4V	0,05	0,08	0,015	0,30	0,20	5,50-6,75	3,50-4,50	Resto

Estándar de ASTM: valores mínimos. *Phillips, Materiales Dentales.*

Tabla II: Comparación de algunas características mecánicas de los distintos tipos de titanio.

CARACTERÍSTICAS DE LAS DIFERENTES CLASES DE TITANIO				
	Resistencia a tracción(MPa)	Elongación (%)	Dureza Vickers (HV)	Modulo de Young (GPa)
Tipo I	240	24	120	102
Tipo II	345	20	150	102
Tipo III	450	18	170	102
Tipo IV	550	15	200	104
Ti6Al4V	930	10	320 (Kg./mm ²)	113

Estándar de ASTM: valores mínimos. *Phillips, Materiales Dentales.*

En 1997, Smith DC y su equipo de colaboradores del Instituto de Biomateriales de la Universidad de Toronto, analizaron los niveles de metal en la sangre de pacientes portadores de implantes de titanio-aluminio-vanadio (T6Al4V). Las extracciones de sangre se realizaron antes de colocar los implantes y luego a intervalos regulares hasta llegar a los cinco años. En todos los casos no se encontraron diferencias en los niveles de estos metales en la sangre, por lo que concluyeron que no hay un intercambio de iones entre la capa de óxido de la superficie del implante con el organismo.

En 1989, Johansson et al., compararon la zona de interfase entre el hueso y el titanio c.p., con la de hueso y Tí6Al4V, observando que en el primer caso, a los 3 meses del implante había hueso "organizado" que se contactaba directamente con los implantes de titanio c.p., mientras en la interfase de Tí6Al4V, se encontró hueso con trama desordenada. Estos resultados indican que ambos materiales promueven e inducen la oseointegración en grados variables.

IMPLANTES EN ODONTOLOGÍA

Sistema de Rehabilitación en Base a Implantes Óseo Integrados

El procedimiento de reconstrucción oral y maxilofacial es el resultado de mucho años de investigación y desarrollo, especialmente el realizado por el Profesor Per-Ingvar Brånemark, fue él quien hace 40 años acuñó la expresión “oseointegración” para referirse al fenómeno por el cual el titanio y el tejido vivo crecen juntos. La oseointegración se define como una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo, ordenado, y la superficie de un implante sometido a carga funcional. (Brånemark et al., 1987)

La integración de un implante de titanio en el maxilar vivo fue un descubrimiento científico vanguardista. Gracias al uso de prótesis oseointegradas se puede restaurar la función masticatoria. El paciente no nota especial diferencia entre su dentición natural y la nueva prótesis anclada al hueso. (Brånemark System® Resumen de Procedimiento Clínico, 1994)

La utilización de implantes tiene una amplia gama de indicaciones, desde la reconstrucción de los maxilares totalmente edéntulos, hasta la sustitución de uno o más dientes unitarios, e incluso ir más allá, y servir como fijaciones de prótesis faciales, oculares, etc.

Componentes del sistema de rehabilitación sobre implantes:

(Cranin A.N. 1995)

- **Implante dental:** elemento biocompatible y biofuncional, que se coloca dentro del hueso asociado a la cavidad oral para suministrar soporte para prótesis fija o removible.
- **Pilar cicatricial:** cofia temporal utilizada después de descubrir un implante, para que los tejidos blandos puedan cicatrizar en las zonas perimucosas.
- **Pilar transepitelial:** parte de un implante que se une directamente a la infraestructura (implante) y que pasa a través de los tejidos blandos a la cavidad oral (perimucoso) y sirve de plataforma para una mesoestructura en barra o una supraestructura protésica.
- **Pilar Protésico Tallable o Sobrecolable:** elemento que se ubica sobre una fijación o implante, que es tallado o sobrecolado para conformar el muñón protésico sobre el cual será colocada posteriormente en la corona protésica atornillada o cementada.
- **Mesoestructura:** parte que une el complejo del implante (infraestructura) con la supraestructura.
- **Supraestructura:** prótesis que se une a la mesoestructura.

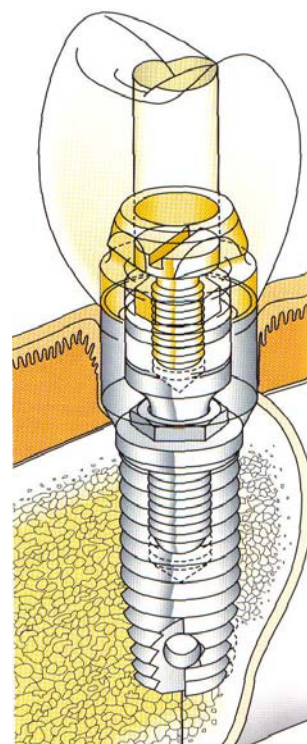


Figura 2: Imagen de los componentes del sistema de implantes.

Etapas de la rehabilitación sobre implantes de dos fases:

- **Cirugía de Implantes:** cirugía en la que son colocados los implantes en los lechos preparados en el hueso maxilar. El tiempo cicatricial del tejido óseo después de la inserción de las fijaciones ha sido estimado empíricamente en largas series clínicas, entre tres y seis meses (Brånemark y et al., 1987) y dependiendo de muchos factores biológicos, como estado general y locales del paciente.
- **Conexión del pilar cicatrizal:** se realiza en forma posterior a la primera cirugía, este proceso se realizará, en el caso del maxilar, mínimo 6 meses posterior a la primera cirugía, o en el caso de los mandibulares, mínimo 3 meses después de la primera cirugía. Este pilar cicatricial presenta en su interior un lumen por donde se inserta el tornillo del pilar de cicatrización, el cual es encargado de mantener unidas las estructuras del implante y el pilar, es el **tornillo de fijación del pilar**.
- **Impresiones preliminares:** son realizadas una semana después de la etapa de conexión de pilares. Se retiran las suturas y se realizan las impresiones, las cuales se pueden retrasar algunas semanas si es que no se ha producido la cicatrización de los tejidos gingivales y se vuelven a colocar los capuchones cicatriciales.
- Luego de una semana se retiran los capuchones cicatriciales, se ajustan los cilindros pilares y se realiza la impresión definitiva.
- En seguida, los procedimientos que suceden son los restauradores y etapas de laboratorio.

Las mayores diferencias en este tipo de restauraciones están dadas por los diferentes tipos de pilares utilizados o su conexión al implante. Existen tres tipos fundamentales de pilares dependiendo del método con el que se fija la prótesis o supraestructura al pilar: Pilar para tornillo (prótesis se retiene por tornillo); Pilar para cemento (prótesis se retiene por cemento dental); Pilar para anclaje (prótesis retenida por dispositivo de anclaje). Cada uno de estos 3 tipos puede dividirse en pilares rectos o angulados, en función de las relaciones axiales entre el cuerpo del implante y el contrafuerte. (Carl E. 1995)

El grupo de Brånemark utilizó prótesis retenidas por tornillos, así como la mayoría de los sistemas de implantes actuales en los cuales el nexo entre el implante y el pilar es un tornillo, lo que permitía el acceso a los implantes individuales para examinarlos en el tiempo y fácil acceso a los componentes para su mantención (Zarb GA y Schmitt A, 1990; Kallus T y Bessing C, 1994; Bagán D. 2001). Sin embargo, se enfrentaban continuamente a problemas como el aflojamiento y fractura de los tornillos; generando la necesidad constante de reapretar los tornillos para evitar su pérdida, lo que ha llevado a incluir estos procedimientos dentro de la rutina de los protocolos de mantención de prótesis implanto soportadas. (Mufu A. et al., 1997; Dixon DL. et al., 1995; Jemt T. et al., 1992; Binon P. et al., 1994)

PILARES TIPO UCLA

El pilar UCLA fue el primer pilar estético de la implantología, que apareció en Septiembre del año 1989, antes de su aparición se usaba sólo pilares Standard. Desarrollado en la Universidad de California, tomando como base un elemento calcinable que captaba el hexágono externo del implante, y se tallaba en cera la superestructura para la porcelana y se colaba junto a él, teniendo la posibilidad de lograr coronas altamente estéticas. Sobre este tipo de pilar se puede instalar supraestructuras atornilladas o cementadas.

La filosofía del Pilar UCLA es: el implante y un aditamento para sobrecolar y hacer una corona directamente conectada con el implante, por lo que aquí no tenemos un cilindro transepitelial, lo que simplifica ostensiblemente toda la prótesis sobre implante.

El pilar UCLA era en un principio sólo un cilindro plástico con una base hexagonal para captar en hexágono del implante y su indicación era para coronas individuales atornilladas o para confeccionar muñones sobre los cuales cementar coronas. También existían estos pilares UCLA sin hexágono para prótesis fijas plurales.

En la actualidad, prácticamente todas las compañías tienen este tipo de pilar UCLA, pero con base metálica en aleación de oro para permitir ser sobrecolado en metal precioso. También existen compañías que realizan el pilar UCLA enteramente metálico que se sobrecola para dar la forma necesaria a la corona.

El pilar UCLA tiene un diseño en su base con un ángulo expulsivo para de ahí comenzar a tallar la cera y conformar un perfil de emergencia adecuado. Se coloca en el modelo de trabajo, atornillándolo sobre la replica del implante y se corta a la altura que precisamos, en el caso de un diente anterior a nivel de la superficie palatina y en el caso de un posterior a nivel de la cara oclusal. Una vez cortada, se talla la cera para conformar lo que va a ser la estructura metálica de la corona y se cuele, ojala en oro para un mejor ajuste y se coloca la porcelana dando anatomía final a la corona.



Figura 3: Pilar UCLA metálico B&W



Figura 4: Pilar UCLA Metal/Plástico Nobel Biocare y Master Conexión.

MECÁNICA Y PRECARGA

Los sistemas de implantes son un complejo de múltiples componentes que forman una unión mecánica atornillada. Debido a esto es de suma importancia que los clínicos manejen conceptos de mecánica, principalmente de cargas, ya que los sistemas de implantes son sometidos a cargas incluso antes de iniciar su función en boca.

Esto debido a que el pilar y el implante son unidos a través de un tornillo. Para ajustar el tornillo se aplica sobre la cabeza de éste un torque de apriete; aplicado en un momento, en Ncm. La carga aplicada es transferida a lo largo de la interfase entre los hilos del tornillo y los hilos del implante. Esta fuerza induce el contacto entre el pilar y el implante, quedando así unidos (como una abrazadera). Esta fuerza de unión generada por el torque dado es llamada **precarga** (Patterson EA. y Johns RB., 1992; Shigley JE. 1977; Burguete RL et al., 1994; Sakaguchi RI y Borgersen SE, 1995; McGlumphy et al., 1998; Jörneus L. et al., 1992; Rangert B. et al., 1989). A medida que se aumenta el torque de apriete por sobre el nivel de fuerza de contacto inicial, el estrés de la precarga en la interfase implante pilar aumenta, en forma proporcional, hasta un punto que se conoce como precarga óptima, esta precarga se encuentra dentro del límite elástico del material del tornillo (Patterson EA y Johns RB, 1992; Bickford JH, 1995; Haacks JE et al., 1995; Keating K., 2001). Esta precarga óptima genera tensión y elongación en el tornillo, y compresión en la zona de unión entre los componentes del sistema. Aumentando el torque aumenta la compresión y consecuentemente mejora la estabilidad de la unión del sistema (Jörneus L. et al., 1992), además se plantea teóricamente que un aumento de la precarga extiende la vida útil del tornillo de fijación del pilar ya que provee de protección contra el aflojamiento del tornillo (Burguete RL. Et al., 1994; Patterson EA. y Johns RB., 1992). El torque apropiado para cada sistema de implante es determinado por cada fabricante, en base al diseño y la composición del metal del implante y el tornillo de cada sistema (Jörneus L et al., 1992; McGlumphy EA. et al., 1998). En general se recomienda un torque de 20 Ncm para tornillos de aleación de titanio y de 32 Ncm para tornillos de oro (Rangert B et al., 1991).

Cuando se alcanza el nivel óptimo de precarga, el tornillo de fijación del pilar experimenta la precarga completa aplicada para lograr la unión entre las partes. Esta compresión, entrega al sistema resistencia frente a fuerzas cortantes que se puedan presentar, y mejora la resistencia a la fatiga de la unión implante / pilar.

De este modo se supone que la unión atornillada queda protegida de las fuerzas externas mientras éstas no excedan la precarga (Patterson EA y Johns RB, 1992). Ya que el aflojamiento del tornillo se produce cuando las fuerzas externas que intentan separar las partes, son mayores que la fuerza que mantiene a ambos componentes unidos (clamping force) (Alkan I. 2004), esto producto de que las fuerzas externas disminuyen la fricción entre los componentes al comprimir la cabeza del tornillo contra el cuerpo fijo del implante (Rodkey E. 1977). Además ha sido descrito que esta fricción es mayor durante el primer ciclo de ajustamiento y aflojamiento del tornillo, luego al repetir el proceso, la fricción entre los hilos disminuye produciéndose desconexión entre los hilos, lo que disminuye la precarga (Hagiwara M y Ohashi N., 1992).

Por lo tanto para conseguir un montaje seguro, el tornillo debe ser tensionado, a través del torque de precarga, hasta generar una fuerza de unión mayor que las fuerzas externas que tienden a separar la unión. (Jörneus L. et al., 1992; Keating K., 2001)

Un principio de ingeniería mecánica que afecta la precarga y favorece el aflojamiento de los tornillos es el proceso de relajación del ensamble o asentamiento, producto de que los hilos del tornillo y del implante no son perfectos por lo que se presentan en ambas superficies puntos mas altos de contacto. Estos puntos mas altos van a ser la única superficie de contacto cuando se aplique el torque de apriete inicial al tornillo y se genere la precarga. Entonces ocurre el asentamiento de los hilos a través del cual los puntos rugosos se alisan bajo la carga y se pierde entre un 2 a un 10 % de la precarga inicial, como resultado de la acción de fuerzas funcionales y parafuncionales. Después del asentamiento, la aplicación de torque de apriete nuevamente provoca una recuperación de la precarga. (Bickford JH. 1995)

La cantidad de asentamiento depende de los hilos presentes en la superficie de contacto; del contacto intimo entre tornillo e implante y la cantidad de carga aplicada al sistema. (Jörneus L. et al., 1992; Shigley JE y Mischke CR., 1986)

Jörneus L. et al., (1992), examinaron 4 tipos de tornillos pilares (3 grados de titanio ASTM y una aleación de oro) apretados en torque entre 25 a 30 Ncm, aplicando a cada uno su torque optimo. Evaluaron la estabilidad in Vitro antes y después de simular cargas horizontales. Encontraron que solo el de oro mantuvo su estabilidad bajo cargas superiores a 50 Ncm. Sin embargo, se estableció, que bajo condiciones clínicas típicas, la mayoría de los tornillos mantendría la estabilidad de la restauración.

Los fabricantes de implantes han reconocido que las pérdidas de tornillos es un problema significativo y debido a esto han incorporado características antirotacionales. Entre las que se encuentran octágonos internos, hexágonos internos y hexágonos externos. Pese a esto siguen presentándose pequeños movimientos entre el pilar y el implante que la acción de abrazadera ejercida por el tornillo del pilar debe prevenir. (Akour et al, 2005; Preiskel HW. y Tsolka P., 2004; Bagán D. 2001; Shepherd N.J. 1998)

DISEÑO Y MECÁNICA DE TORNILLOS

Formas Estándares de Roscas

En términos generales, la rosca es una hélice que, al ser girada, hace que el tornillo avance en la pieza de trabajo o tuerca (que en nuestro caso sería el implante o su análogo). Las roscas pueden ser externas (tornillos) o internas (perforaciones roscadas, y en el interior del implante). ISO (Internacional Standard Organization) ha definido los estándares europeos, que presenta formas de sección estandarizadas en dimensiones métricas. Gran Bretaña, Canadá y EEUU se rigen por la serie Unified National Standard (UNS) que presenta las mismas secciones, pero con medidas inglesas.

Ambas normas plantean que a nivel de uniones cuello–cabeza son más favorables los ángulos “redondeados” que no acumulan tensión residual cuando son sometidos a cargas. La norma también señala que la forma ideal de los hilos de un tornillo es la de una V simétrica con un ángulo de 60° , y definen el tamaño de la rosca por el diámetro exterior nominal (principal) d de una rosca externa. Otro elemento importante en el diseño es el paso p (en inglés pitch) de la rosca, que corresponde a la distancia entre hilos adyacentes, y define el diámetro de paso d_p y el diámetro de raíz (o de fondo) d_r . Es este valor pitch el que define características del diseño de los tornillos, y ayuda a clasificar tornillos en relación a valores predeterminados según estándares internacionales.

En relación a diseño de tornillos es importante considerar las crestas y raíces las que se definen como planos, a fin de reducir la concentración de esfuerzos, en contraste con las esquinas agudas. Estas especificaciones permiten que estas superficies planas se vayan redondeando debido al desgaste. (Ver figura número 3 y 4) Estos son los típicamente utilizados con función de cierre, como en el caso de los tornillos de fijación de pilar. La ventaja de lograr esta simetría en los hilos de los tornillos es que su fabricación y control de calidad se hace más fácil que en tornillos con hilos no simétricos, y además permite un mejor ensamble entre el tornillo y la tuerca. (Avallone EA. y Baumeister T., *Mark's*, 1999; Norton R.L., 1999)

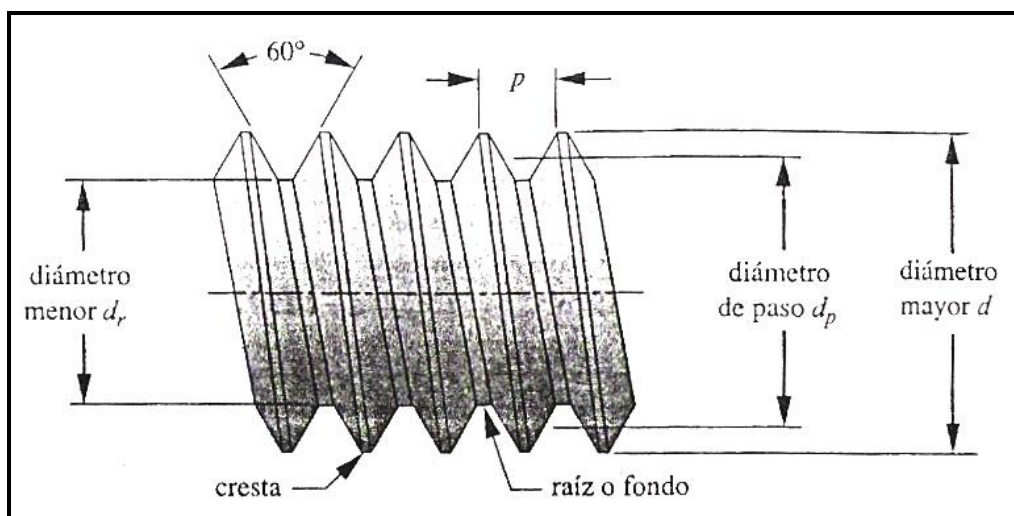


Figura 5: Esquema simetría y forma de los hilos de tornillos según ISO y UNS.

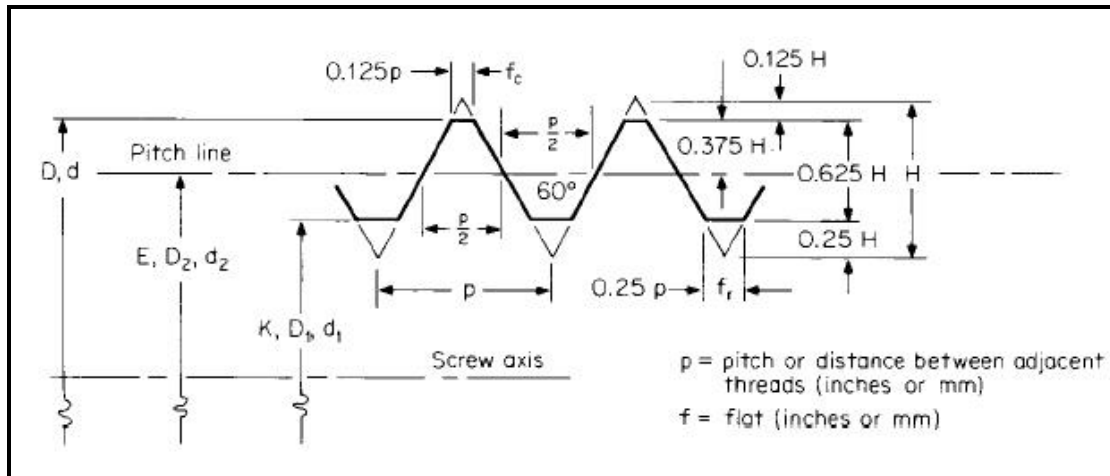


Figura 6: Esquema dimensiones de los hilos de tornillos, aparece señalado el Pitch.

El avance L de la rosca es la distancia que una rosca acoplada avanzará axialmente con una revolución de la tuerca. Si se trata de una rosca simple el avance será igual al paso, este tipo de rosca es la que presentan los sistemas de implantes usados en odontología. Los tornillos también se fabrican con roscas múltiples, que se conocen como hilos de inicio múltiple.

ISO y UNS definen roscas de serie basta y fina. La serie basta o gruesa es la más común y es la recomendada para la aplicación ordinaria, especialmente donde se requiera múltiples inserciones y retiro de tornillos, o donde el tornillo se rosque en un material más blando, evitando así que se barran. Las roscas finas resisten más el aflojamiento por vibraciones de las roscas bastas, debido a su menor ángulo de hélice y por esta razón se usan en automóviles, aeronaves y otras aplicaciones sujetas a vibración o cargas cíclicas. Las roscas extrafinas se aplican donde el espesor de la pared sea limitada y donde sus roscas muy cortas resultan ventajosas. Los tornillos utilizados en rehabilitación sobre implantes corresponderían a los de serie basta, ya que debido a su tamaño es muy difícil su fabricación en serie fina o extrafina.

Las normas ISO y UNS definen rangos de tolerancia tanto para roscas internas como externas a fin de controlar su ajuste. UNS define tres clases 1, 2 y 3, donde 1 presenta la mayor tolerancia, y 3 la más estricta precisión y se emplean para ajustes más precisos. Una designación con letra (A) indica rosca externa o (B) interna. De manera preestablecida todas las roscas estándares son derechas (RH, del inglés *right hand*), a menos que se especifique como izquierda, al agregar las letras LH (del inglés, *left hand*) a las especificaciones.

Área de Esfuerzo a Tensión:

Si una varilla roscada sometida a una carga pura de tensión, se esperaría que su resistencia quedara limitada por el área de su diámetro menor (de la raíz), d_r . Sin embargo, las pruebas con varillas roscadas a tensión muestran que su resistencia a tensión se define mejor en función del promedio de los diámetros menor y de paso.

Esfuerzos en las Roscas:

Cuando un tornillo se acopla en una rosca o base de trabajo (implante), todos los hilos del acoplamiento deben compartir la carga. De hecho la falta de precisión en el espaciado de los hilos, hace que casi toda la carga sea tomada por el primer par de hilos. Por lo que el procedimiento conservador para el cálculo de esfuerzo en las roscas es suponer el peor de los casos en donde un par de roscas toman la totalidad de la carga. El otro extremo sería suponer que todas las roscas acopladas comparten cargas por igual. El esfuerzo real quedará entre estos dos extremos, pero tal vez más cerca de la suposición de una sola rosca.

Muchas veces los tornillos se fabrican con diferente dureza, o en materiales más blandos. Esto promueve la fluencia local en las roscas al apretarse el sujetador, lo que puede mejorar el ajuste de las roscas y promover que la carga sea compartida entre los hilos.

Longitud mínima de la Tuerca:

Si la tuerca tiene suficiente largo, la carga requerida para barrer las tuercas será superior a la carga necesaria para que falle el tornillo a tensión.

Acoplamiento mínimo en una perforación roscada:

Requiere un acoplamiento más largo de rosca. Para combinaciones con un mismo material, se recomienda una longitud de acoplamiento de rosca por lo menos igual al diámetro nominal de la rosca d .

Esfuerzos a torsión:

Cuando se aprieta una tuerca en un tornillo, o cuando se transmite a un par de torsión a través de un tornillo de potencia, en el tornillo se puede desarrollar un esfuerzo a torsión.

Manufactura de Sujetadores

Otro método superior para la fabricación de roscas externas es el **formado de roscas**. Dados de acero endurecido con la forma de roscas son pasados a la fuerza sobre la superficie de la varilla que se está roscando. Los dados hacen fluir el material en frío, tomando la forma de la rosca. El diámetro exterior final de la rosca es superior al diámetro inicial de la varilla, por que el material ha sido empujado hacia fuera de la raíz, y hacia la cresta de las roscas. El formado en frío endurece por trabajo y aumenta la resistencia del material, generando radios tanto de la raíz como en la cresta e introduciendo esfuerzos residuales a tensión favorables en la raíz de la rosca. El cambio de forma del material a la forma de rosca crea una reorientación del grano del material siguiendo la forma de la rosca. Todos estos factores contribuyen a un incremento significativo de la resistencia en las roscas rodadas, en comparación a las cortadas.

Formación de la Cabeza:

Las cabezas de pernos y tornillos se forman en frío en un proceso de forjado. Un dado de diámetro deseado para el de la cabeza rodea el extremo expuesto, cuando baja el martillo hace fluir en frío el material. Las cabezas para dado hexagonal y las ranuras Phillips se forman en procesos en frío (o en caliente). Las caras hexagonales o ranuras para tornillos se maquinan posteriormente.

ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

El análisis de elementos finitos, es el método utilizado para realizar exploración y estudio de diseño, basándose en tecnología digital de tres dimensiones.

A través de estos sofisticados softwares, es posible diseñar y/o recrear diferentes cuerpos de pruebas o modelos de estudio, ya que incluyen una amplia gama de funciones e instrumentos, los cuales permiten modelar el funcionamiento desde una pequeña pieza de un juguete, hasta puentes o edificios. Son utilizados ampliamente en Ingeniería Mecánica, Mecánica Estructural y Diseño, permitiendo ahorro de tiempo y dinero en la elaboración de proyectos, desde el momento en que se concibe el diseño hasta que entran en proceso de producción.

Los primeros estudios que aplican esta tecnología en odontología, datan desde el año 1975, Selna et al. utilizaron el análisis de elementos finitos en el estudio del estrés generados en la masticación sobre los segundos premolares. Pero ha sido durante los últimos 10 años en los que se ha visto un incremento de su utilización en ciencias biológicas, y por supuesto en Odontología, donde se han observado sus beneficios especialmente en la tecnología utilizada en rehabilitación sobre implantes y en la confección de postes sintéticos en operatoria dental.

Dentro de la enorme variedad de softwares utilizados y disponibles en el mercado, destacan:

- SolidWorks ®, programa utilizado en el diseño mecánico 3D. El cual permite una reducción en el tiempo de diseño, y mejorar calidad de productos.
- Cosmos Works ®, es un eficaz software de validación y optimización de diseños, integrado con el software de SolidWorks ®

Estos softwares dan una amplia variedad de funciones entre las cuales están:

- Modelador geométrico, pre y post-procesador de elementos finitos para el mallado y visualización de resultados en piezas y ensamblajes.
- Análisis de desplazamientos, tensiones, frecuencias, pandeo, transmisión de calor, no lineal, respuesta dinámica y fatiga.
- Optimización del diseño.

Factor de Seguridad:

A través de este software se puede visualizar en forma simple y directa las regiones de interés del diseño, los cuales pueden ser, zonas de mayor o menor tensión, grandes deformaciones, desplazamientos o ruptura.

Dentro de la información relevante que podremos obtener de ellos, esta el Factor de Seguridad, el cual es la resultante de dividir la Tensión de von Mises por el límite elástico del material en cada punto del mallado digital, obteniendo así una visión directa de la bondad del diseño, de las zonas que están más o menos tensionadas y donde se debe eliminar o incrementar material.

La Tensión de von Mises esta determinada por las tensiones principales (presentes en el cuerpo) las cuales son determinadas y calculadas por el software, a través del análisis individual de cada punto trazado, y sometido a tensión en el diseño. A través de coloración termográfica, indicará la distribución de tensión en el cuerpo de análisis, y las magnitudes de las tensiones. Estas tensiones de von Mises indicarán la tensión máxima permitida por el diseño.

En términos simples indicará cuanto más o menos fuerza puede recibir un cuerpo, o región de este. Por ejemplo, si al analizar un cuerpo, los resultados de su análisis mostrasen un factor de seguridad de 1.5, este valor nos indicaría que este cuerpo puede recibir un 50 por ciento más de carga que a la cual ha sido analizado. Y al contrario, si el valor resultase en un valor menor a 1, nos indicaría que en este cuerpo ha sido sobrepasada la tensión máxima del diseño, que se relaciona con el límite elástico del material, por lo que se deformará en forma plástica, es decir, en forma permanente.

COMPLICACIONES EN REHABILITACION SOBRE IMPLANTES

Uno de los problemas de este tipo de rehabilitación es el aflojamiento del tornillo de fijación de pilares. Actualmente este sigue siendo el problema mecánico comúnmente reportado en la falla de implantes unitarios (Khraisat et al., 2004; Alkan I. et al. 2004; Mufu A et al., 1997; Henry PJ et al. 1996; Dixon DL et al., 1995; Jemt T. y Pettersson P. 1993; Jemt et al., 1991). Se ha visto que este problema se presenta con mayor frecuencia en la zona de premolares que en la zona anterior (Jemt T et al. 1991). Otros autores han señalado que desde el punto de vista protésico el uso de tornillos para la conexión pilar implante hace que los problemas estén siempre presentes. (Ekfeldt A. et al. 1994)

Estas complicaciones involucran frecuentemente la integridad de la unión implante-tornillo-pilar, lo que a su vez genera alteraciones en los tejidos adyacentes (Gratton DG. et al. 2001). En estudios clínicos, entre un 6% (Naert I. et al. 1992) y un 31% (Jemt T. et al., 1991) de los tornillos, han perdido su grado de apriete al realizar el primer control después del torquedo.

El porcentaje de aflojamiento del tornillo es variable. Esto puede ser el resultado de las diferencias de diseño de las prótesis y la gran diferencia de la fuerza de mordida entre diferentes dientes en una misma boca y entre diferentes pacientes (Craig BG. 2002), también hay causas mecánicas, causas propias del material y otras variables que se describen a continuación según la literatura.

Entre las causas de estas fallas están las causas mecánicas, biológicas y del clínico, como:

- El diseño y tamaño del tornillo: se debe considerar largo, diámetro, rosca y diseño del cuello del tornillo esto es de suma importancia ya que se vio que una mínima variación en estas características puede afectar la resistencia a la fractura del tornillo bajo la aplicación del torque de precarga, y puede además influir en la concentración de estrés. (Bagán D. 2001; Binon P. et al. 1994; Jemt T et al., 1992)
- Relajación del asentamiento: en condiciones estáticas, cuando la fuerza de torsión en una restauración unitaria, causa una carga mayor que el límite de fluencia del tornillo, resulta en una deformación permanente de éste. Los efectos de la instalación se basan en el hecho de que ninguna superficie es completamente lisa. Todas las superficies maquinadas exhiben cierto grado de micro rugosidades, por lo tanto, las 2 superficies no están 100% en contacto. Cuando el tornillo es sometido a cargas dinámicas, ocurre un micromovimiento entre las superficies, lo que va alisando las superficies permitiendo que estén más cercanas. Cuando el total del efecto de asentamiento es mayor que la elongación elástica del tornillo, no existen fuerzas opuestas suficientes para sujetar el tornillo del implante que mantiene la unión de los componentes del sistema. (Jörneus L et al., 1992)
- El aflojamiento del tornillo se produce solamente si las fuerzas externas que intentan separar las partes, son mayores que la fuerza que mantiene a ambos componentes unidos (clamping force) (Alkan I. 2004). Por ende se ha descrito que para conseguir un montaje seguro, el tornillo debe ser tensionado, a través del torque de precarga, hasta generar una fuerza de unión mayor que las fuerzas externas que tienden a separar la unión (Jörneus et al., 1992). Otras características de las cargas que han sido descritas como un factor que podría afectar la interfase pilar-tornillo-implante, son el tipo de carga aplicada, su

duración, angulación y aplicación en relación al eje axial del implante. (Weinberg LA. 1993)

- Propiedades mecánicas de la aleación y poca tolerancia de los componentes, como a la fatiga y la consecuente disminución del límite proporcional que pueden llevar a una deformación plástica de los componentes del sistema, que se traduce en un aumento de la interfase. (Haack JE., et al.1995; Bagán D. 2001; Shepherd N.J 1998; Jemt T. et al., 1992)
- Factores mecánicos del sistema: dentro de estos factores podemos señalar la distribución desfavorables de tensión producto de una posición inconveniente de los implantes, colocación de un numero inadecuado de implantes, y el sometimiento a cargas excesivas o el sometimiento a ciclos asimétricos de carga y descarga en la base del tornillo de retención; podrían provocar el aflojamiento del tornillo, y la posterior aplicación de cargas resulta en un aumento de la rotación de la corona. Lo que resulta finalmente en fracaso del tornillo en la región bajo la cabeza de éste donde se concentra el stress (DeLong R. y Douglas WH., 1991).
- Factores biológicos: se ha señalado que la acumulación de bacterias en las roscas de los implantes traería consigo patologías periodontales, pérdida ósea, mal olor y mal sabor (Quirynen M et al., 1994; Mufu A. et al., 1997; Bagán D. 2001).
- Experiencia del clínico rehabilitador y del cirujano: deben tener conocimientos y experiencia en relación al sistema y la técnica a utilizar, para evitar sobrecargas del sistema (falta o exceso de torque) o mal ajustes de la estructuras. Deben realizar un buen diagnóstico y plan de tratamiento, para evitar alteraciones de la oclusión y prevenir fracasos por hábitos parafuncionales no detectados. (Bagán D. 2001; Shepherd N.J. 1998; Jemt T. et al., 1992)

En consecuencia distintos autores han señalado que la utilización de tornillos protésicos genera más costos, requiere más tiempo clínico y son menos predecibles (Zarb GA y Schmitt A. 1990; Kallus T. y Bessing C., 1994).

Pese a que estos problemas mecánicos y bacterianos no provoquen pérdida de hueso alrededor del implante se consideran fracaso, tanto para el paciente como para el clínico, ya que los pacientes buscan dientes y no implantes, y problemas como tornillos rotos o perdidos; mal sabor o mal olor debido al crecimiento bacteriano en los hilos del tornillo de fijación del pilar, les recuerda que lo que llevan no son dientes naturales.

Los fabricantes de implantes, no han estado ajenos a estas dificultades y se han interesado en superar los problemas mecánicos por lo que han destinados importantes recursos para la investigación, con el fin de crear una conexión ideal y universal; que no se afloje ni se fracture. Un ejemplo de esto es la incorporación de diseños antirotacionales; que utiliza sistemas de atornillado utilizando hexágonos externos, octágonos internos, combinación de tornillos y sistemas de fricción como tapper Morse, tapones de sellado cónicos y un sistema de cierre por fricción (implantes Bicon). Pese a esto siguen presentándose pequeños movimientos entre el pilar y el implante, que la acción de abrazadera ejercida por el tornillo del pilar debe prevenir. (Akour et al, 2005; Preiskel HW. y Tsolka P., 2004; Bagán D. 2001; Keating K. 2001 Shepherd N.J. 1998; Muftu A. et. al. 1998)

Hipótesis:

- No existen diferencias significativas entre tornillos de fijación de pilares de implantes dentales fabricados por cuatro diferentes empresas.

Objetivo General:

- Comparar características del diseño y calidad superficial de los tornillos de fijación de pilares seleccionados.

Objetivos Específicos:

- Determinar y comparar la calidad superficial de los tornillos de fijación de pilares y relacionarlo con el comportamiento mecánico esperable de estos.
- Determinar y comparar las características del diseño de los tornillos de fijación de pilares y relacionarlas con el comportamiento mecánico esperable y las posibles fallas de estos.
- Comparar el comportamiento de los tornillos al ser sometidos a cargas, con la utilización de análisis de elemento finito.
- Determinar y comparar micro dureza de los tornillos de fijación de pilares.
- Demostrar si existe alguna relación precio – calidad de diseño, entre los tornillos de fijación de pilares de las distintas marcas comerciales probadas en este estudio.
- Realizar revisión bibliográfica sobre características o comportamiento exigidos por los organismos internacionales, a los tornillos de fijación de pilares.

MATERIALES Y MÉTODO

El presente estudio es un estudio descriptivo no experimental explorativo; ya que en este estudio solo se realizara una descripción de las variables observadas pero no se establece relación de causalidad entre ellas y es explorativo debido al tamaño de la muestra; en el que se utilizaron tornillos de fijación de pilares tipo UCLA, utilizados en la rehabilitación sobre implantes, de las siguientes marcas comerciales: B&W, Lifecore, Master Conexión (Conexão) y Nobel Biocare.

Tabla III: Marcas comerciales y su procedencia

PROCEDENCIA DE MARCAS COMERCIALES	
Marca Comercial	Procedencia
B&W	Argentina
Master Conexión	Brasil
Lifecore	Estados Unidos
Nobel Biocare	Suecia

La muestra seleccionada fue una muestra de tipo intencionada, ya que se determino incluir en el estudio tres tornillos de fijación de pilares de cada una de las marcas comerciales, la selección de los tornillos fue realizada al azar por los representantes de cada una de las empresas dentro de su stock, el único requisito era que las muestras se encontraran en su envoltorio original sin previa utilización.

El estudio fue realizado en dependencias del Laboratorio de Ciencias de los Materiales de la Universidad Técnica Federico Santa María, en el cual las muestras fueron sometidas a las siguientes evaluaciones incluyendo las siguientes variables:

1. Evaluación de Forma y Calidad Superficial: las variables a evaluar son de tipo dependiente continuas, y corresponden al diseño de los tornillos de la muestra, y la evaluación de la calidad superficial que corresponde a un atributo descriptivo de la superficie.
2. Análisis Dimensional: las variables a evaluar son variables dependientes continuas, corresponden a las dimensiones de los tornillos de la muestra.
3. Micro Dureza de Vickers: la variable a evaluar es una variable dependiente continua y corresponde al valor de microdureza de los tornillos de la muestra,

Antes de llevar a cabo las evaluaciones, los tornillos fueron rotulados y montados en probetas de resina para su posterior manipulación. Para la rotulación, cada tornillo fue marcado con la letra inicial de cada marca comercial y se les asigno un número del 1 al 3 en forma aleatoria.

Montaje de las muestras:

Las muestras fueron montadas en cilindros de resina negra (Vaquelita), lo que permite su manipulación y un mayor contraste, debido a la diferencia de color entre los tornillos y la resina.

Para realizar el montaje los tornillos de cada marca fueron desgastados en la zona de la cabeza, para evitar que al ser colocados al interior de la prensa se inclinaran, luego fueron colocados al interior de una prensa de montaje (Simpimet II, Vuelen Ltd.), perteneciente al laboratorio de Ciencia de los Materiales de la Universidad Técnica Federico Santa María. Una vez que todos los elementos se encontraban en posición dentro de la prensa se introdujo la resina en polvo, luego se selló la prensa herméticamente, y se accionó el calefactor hasta lograr una temperatura de 120 °C, y se estableció la presión en 5000 lb/in² (libras por pulgadas al cuadrado). El proceso toma aproximadamente 30 a 45 minutos durante los que hay que controlar la prensa para mantener la presión constante, hasta que ésta se estabilice.

Esto hace que la resina se funda bajo presión y calor lo que permite que fluya alrededor de los tornillos. Una vez que este proceso finalizó, se dejó enfriar los cilindros de resina y luego fueron extraídos de la prensa, y marcados en la base de cada probeta, tallando la letra inicial de cada marca con un micromotor. Luego se procede al desbastado (proceso de desgaste grueso de las probetas dejando los tornillos desbastados hasta la mitad).



Figura 7: Prensa de Montaje

Posteriormente se realiza el pulido de las probetas. Para el proceso de pulido primero fueron lijados en una máquina que posee lijas de agua de 4 tipos de granos distintos, 240, 320, 400 y 600 partículas por pulgada.



Figura 8 y 9: Lijas de Pulido

Una vez eliminadas las rayas se procede al pulido con óxido de alúmina diluido en agua destilada, el cual es utilizado con distintos paños y distintos tamaños de partículas (5, 1, 0.3, 0.05 micrones) aplicado sobre un sistema de platos que giran. Aproximadamente se pulen de 2 a 3 minutos en los dos primeros platos ejerciendo presión sobre las muestras, y unos 45 segundos en los otros dos platos con leve presión. Previo a la utilización de cada plato estos fueron lavados con agua corriente y escobilla para eliminar los restos de cualquier otro pulido que pueda alterar las muestras.



Figura 10: Platos para pulido con óxido de alúmina

Una vez que se han eliminado todas las rayas de las probetas estas son lavadas con agua corriente y secadas con aire caliente y algodón con alcohol. Una vez iniciado el proceso de pulido con óxido de alúmina las muestras no pueden ser tocadas con las manos ni otro elemento.

1. Forma y Calidad Superficial:

La evaluación de la forma y calidad superficial de los tornillos se realizó en dos etapas: una primera etapa en que los tornillos fueron evaluados tridimensionalmente previo al montaje, y la segunda etapa en que fueron evaluados una vez montados.

Variables a evaluar: diseño y acabado superficial de los tornillos, por medio de la evaluación de los siguientes aspectos pulido de superficie, diseño de cabeza, cuello y cuerpo de tornillo, y diseño de roscas.

1. A. Forma y Calidad Superficial: Evaluación tridimensional:

Para esta evaluación cada uno de los tornillos fue colocado bajo una Lupa Estereoscópica de capacidad de 6.5 a 50 X, modelo Carl Zeiss Stemi 2000-C, perteneciente al Laboratorio de Ciencias de los Materiales de la Universidad Técnica Federico Santa María, sobre el tercer ojo de esta lupa se colocó una cámara fotográfica digital, marca Olympus modelo C-5050 de 5.0 mega píxeles con zoom óptico de 3x, y se obtuvieron imágenes tridimensionales de las muestras, a aumentos predeterminados de: 10x, 20x, 32x y 50x. Durante el proceso de captación de imágenes, los investigadores fueron tomando nota y describiendo las características de las superficies de los tornillos. En forma posterior las fotos fueron analizadas evaluando pulido de superficie y comparativamente, cabeza, cuello, región de unión cabeza-cuello, cuerpo y la presencia de exceso/falta de material. La comparación fue realizada en base a lo establecido por las normas internacionales como características ideales de superficie y diseño de tornillos.

1. B. Forma y Calidad Superficial: Evaluación Muestras en Corte Frontal:

Para esta evaluación las muestras previamente montadas y cortadas por la mitad en forma frontal, fueron colocadas bajo un microscopio óptico para metales, modelo Metallus II Leitz, Wetzlab, y fotografiadas, con la cámara digital Olympus C-5050 de 5.0 mega píxeles y zoom de 3x, en aumentos predeterminados de 200x y 1000x. Durante la obtención de las imágenes los investigadores fueron tomando nota de lo observado y luego las fotografías fueron ordenadas y analizadas comparativamente, evaluándose tres porciones del hilo del tornillo en cada imagen, la cresta la raíz, la superficie del hilo y el ángulo del hilo. En forma posterior estos valores fueron comparados entre sí y con los parámetros establecidos por la norma internacional.



Figura 11: Lupa Estereoscópica

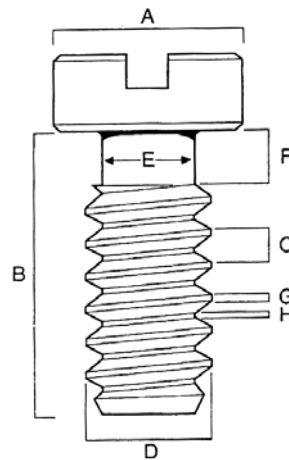


Figura 12: Microscopio Óptico.

2. Análisis Dimensional:

Se realizaron mediciones previas al montaje de largo total, largo de cabeza, diámetro mayor, diámetro de la cabeza y cuello de los tornillos, para lo cual se utilizó un Micrómetro. Además se contó el número de pasos de cada uno de los tornillos. Luego se observaron los tornillos montados en un microscopio óptico, modelo Leitz Wetzlar Germany 626457. Este microscopio posee en su ocular una reglilla la que se desplaza al girar un micrómetro ubicado en la base del microscopio lo que permite realizar mediciones milimétricas de las muestras. Entonces una vez ubicada la muestra en el microscopio se realizaron las siguientes mediciones en todas las muestras:

- A. Diámetro de la cabeza del tornillo.
- B. Largo región hilos.
- C. Rosca Montada, Distancia entre hilos, paso o pitch.
- D. Diámetro mayor.
- E. Diámetro del cuello.
- F. Largo del cuello.
- G. Ancho de la cresta: fue medido al azar en tres crestas de cada tornillo.
- H. Ancho de raíz: medido en cada tornillo en 3 raíces seleccionadas al azar.
- I. Número de hilos.



Los datos obtenidos fueron registrados en una ficha de recolección de datos diseñada para tal efecto (ver anexo). Una vez terminada la recolección de datos se determinó en base al paso (pitch) las dimensiones ideales esperadas, según las normas internacionales, y se compararon los valores obtenidos durante las mediciones.



Figura 13: Microscopio Óptico, usado para medir los tornillos.



Figura: 14: Micrómetro.

3. Análisis de Elementos Finitos

Este análisis fue realizado utilizando el software SolidWorks ® 2005 SP0.0, en el cual se realizó el diseño tridimensional de los tornillos utilizando la información recolectada en el Análisis Dimensional. Por lo que al finalizar esta etapa se obtienen modelos tridimensionales de los tornillos de la muestra.

Una vez obtenidos los diseños de estudio, se utilizó el software COSMOSXpress 2005, para evaluar el comportamiento de los diseños frente a cargas. En este software se definen las cargas, las condiciones de contorno de la pieza, las propiedades del material y se realiza el mallado de elementos finitos. La siguiente fase es la resolución de problema, y por ultimo el “postprocesado” de los resultados, es decir la representación en pantalla de tensiones, desplazamientos y deformaciones sobre la pieza.

El hardware utilizado para modelar y resolver el problema es un PC Toshiba Satélite, Intel Celeron M, procesador 1.3 GHz, 512 MBytes RAM y Windows XP.

Las siguientes restricciones y cargas fueron definidas para el estudio:

- Restricción: 3 Caras activas inmóviles (sin traslación), definidas en el hilo del tornillo.
- Carga: 1 Cara, aplicar fuerza normal 50 N utilizando distribución uniforme, bajo cabeza del tornillo (simulando tracción axial).

Propiedades del estudio:

- Tipo de Malla: Malla de sólidos.
- Mallador utilizado: Estándar.
- Superficie lisa: Activa.
- Numero de elementos: Sobre 8931, Bajo 12316
- Numero de Nodos: Sobre 14129, Bajo 19106
- Tipo de Modelo de Material: Isotrópico elástico lineal.
- Material: Titanio.

La magnitud de las cargas aplicadas y su superficie de aplicación, tanto como la dirección y sentido se definieron en base a la bibliografía consultada, en la cual se observo, que al analizar a través de elementos finitos los sistemas de rehabilitación sobre implantes oseointegrados, el tornillo de fijación del pilar recibía fuerzas de tracción en su cabeza. Esto debido a que el pilar protésico, al recibir cargas no axiales, generaba un aumento del espacio entre el anillo del pilar y la superficie superior del implante. La magnitud de 50 N, es cercana a una situación límite, lo que haría suponer que este es el comportamiento en “el peor de los casos”. (Geng JP et al., 2001; Sakaguchi RL. y Borgersen SE., 1993)

4. Microdureza de Vickers:

Para la evaluación de la microdureza los tornillos montados fueron colocados bajo un microscopio óptico, modelo Leitz Wetzlar Germany 626457, el que cuenta con un Microdurímetro Durimet (aditamento para este tipo de microscopio), a través del cual se realizó la medición de microdureza.

La medición de dureza fue realizada en 6 puntos de cada tornillo, dos a nivel de la cabeza, dos en el cuello en la zona de unión con la cabeza y dos a nivel del primer hilo de cada tornillo, se realizaron dos mediciones por zona para ver si existía homogeneidad de dureza en las zonas a evaluar.

Debido a las dimensiones de los tornillos se estimó una carga de 200 gramos para indentar las muestras, esto ya que una carga mayor generaría indentaciones demasiado grandes para las dimensiones de las muestras, y generaría un aumento de dureza en las zonas adyacentes, debido a la deformación, por esta misma razón se determinó realizar dos mediciones por zona. Las cargas se aplican a través de una punta de indentación de diamante, por un tiempo estandarizado de 10 segundos luego de lo que se retira la punta de diamante y se miden las diagonales del rombo que queda indentado sobre la superficie de los tornillos, luego se obtiene el promedio de estas diagonales y este valor es llevado a una tabla de conversión, con lo que se obtiene el valor de microdureza vickers de cada zona, luego se realiza la segunda evaluación en la misma zona y se considera aceptable una diferencia de hasta 20 puntos entre las dos mediciones de una misma zona para que la dureza de esa zona se considere homogénea. Si la diferencia es mayor a 20 entre los dos valores, se debe realizar una nueva medición y se elimina el valor de la medición que presente la mayor la diferencia antes descrita.

Los datos de microdureza recolectados fueron sometidos a un Análisis Estadístico para determinar si existen o no diferencias significativas entre los valores de la muestra.

Los datos de microdureza fueron ingresados en una ficha confeccionada ad hoc. Posteriormente se tabularon y procesaron mediante el software estadístico SPSS/PC 10.0. Se obtuvieron estadísticas descriptivas. La normalidad de los datos se verificó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov y los análisis inferenciales de aquellas variables proporcionales se realizaron mediante el Análisis de Variancia de una vía (one way ANOVA). En caso de detectarse alguna diferencia significativa, se procedió a identificar el grupo correspondiente mediante el test post hoc de Bonferroni. El nivel de significancia se fijó en todos aquellos valores de p menores a 0.05. En todos los análisis, la variable independiente correspondió al tipo de tornillo de fijación del pilar.

RESULTADOS

1. FORMA Y CALIDAD SUPERFICIAL

1A. Observación de Muestras en Lupa Estereoscópica

Tabla IV: Comparación Tornillos en aumento 10x





Marca		Descripción
B&W		<p>Superficie: pulida con rayas. Cabeza: color uniforme. Cuello: aproximadamente $\frac{1}{4}$ de la región del hilo. Se observan socavados. Hilo: se observan 10 pasos, en distribución homogénea. Punta: plana.</p>
Lifecore		<p>Superficie: altamente pulida. Cabeza: color uniforme. Se observan rayas. Cuello: más largo que región del hilo. Se observan muescas. Hilo: se observan 7 pasos, en distribución homogénea. Punta: plana</p>
Master Conexión		<p>Superficie: pulida sin embargo se observan múltiples rayas, presenta poros. Cabeza: color uniforme, presenta ángulos rectos. Cuello: de largo aproximadamente $\frac{1}{4}$ de la región del hilo. Hilo: se observan 10 pasos, en distribución homogénea, en el paso número 10 se observa una fractura. Punta: redonda, presenta muesca.</p>
Nobel Biocare		<p>Superficie: altamente pulida. Cabeza: se ve cambio coloración, ángulos redondeados. Cuello: de largo similar a la región del hilo. Hilo: se observan 7 pasos, en distribución homogénea. Punta: plana.</p>

Tabla V: Comparación de Cuellos de Tornillos, aumento 32x.


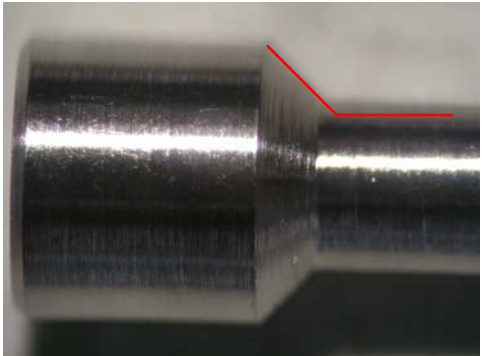
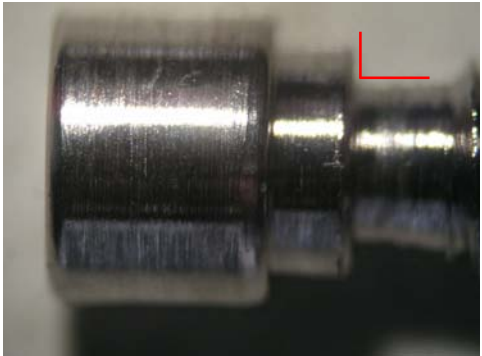

Marca		Descripción Cuello
B&W		<p>Superficie: pulida, con rayas y socavados en la zona adyacente al inicio del hilo.</p> <p>Unión cuello Cabeza: ángulo recto</p>
Lifecore		<p>Superficie: altamente pulida.</p> <p>Unión cuello Cabeza: ángulo obtuso</p>
Master Conexión		<p>Superficie: pulida, presenta múltiples rayas.</p> <p>Unión cuello Cabeza: ángulo recto</p>
Nobel Biocare		<p>Superficie: altamente pulida.</p> <p>Unión cuello Cabeza: Chanfer.</p>

Tabla VI: Comparación de Zona de Roscas y Punta de Tornillos, aumento 32x.



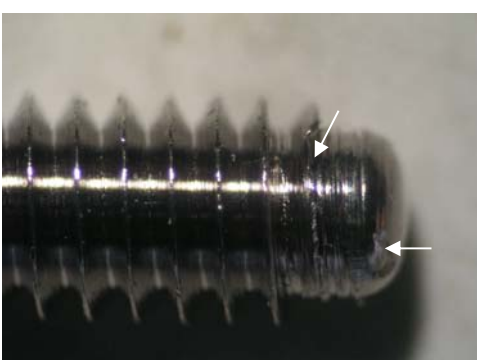
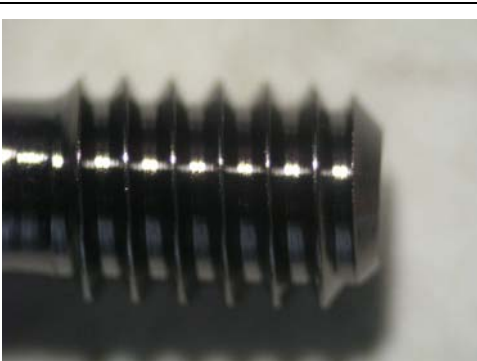
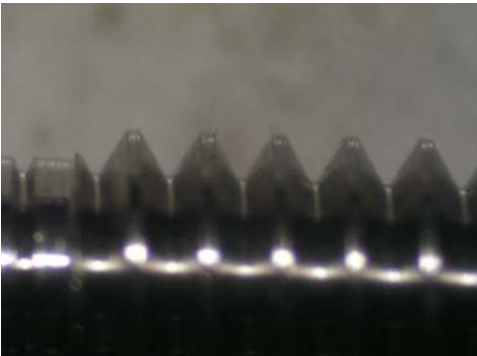
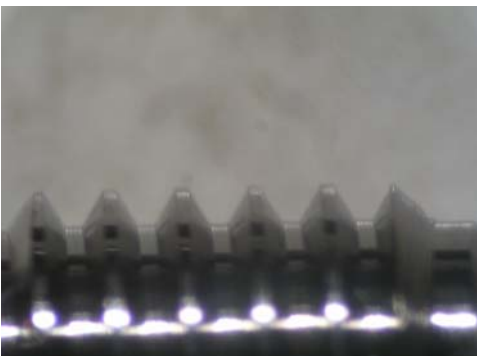
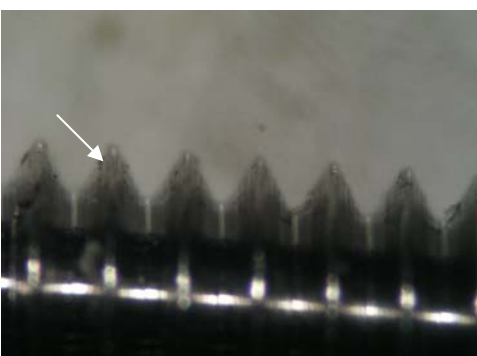
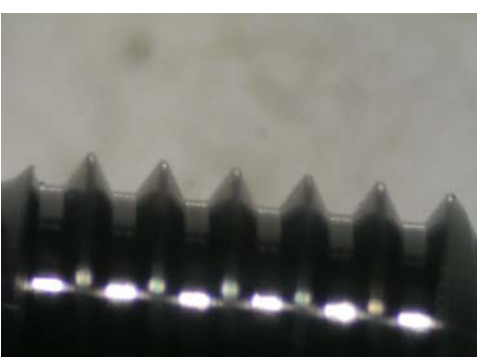
Marca		Descripción Hilo y Punta
B&W		<p>Superficie irregular, presenta socavado en zona cercana a la punta.</p> <p>Punta plana con terminaciones rectas.</p>
Lifecore		<p>Superficie muy regular.</p> <p>Punta plana con terminaciones anguladas.</p>
Master Conexión		<p>Superficie muy irregular, se observan zonas de fracturas y poros (muesca). Se observa la fractura a nivel del último paso.</p> <p>Punta redonda.</p>
Nobel Biocare		<p>Superficie altamente regular y pulida.</p> <p>Punta plana con terminaciones anguladas.</p>

Tabla VII: Comparación de Forma de Rosca de Tornillos, aumento 50x

Marca		Descripción de Rosca
B&W		Roscas regulares en altura, ancho y superficie. Superficie pulida. Se observa la punta de la cresta plana.
Lifecore		Roscas muy regulares en altura, ancho y superficie. Superficie altamente pulida. Se observa la punta de la cresta plana.
Master Conexión		Roscas irregulares en superficie. Terminación de la cresta en punta.
Nobel Biocare		Roscas muy regulares en ancho, altura y superficie. Superficie altamente pulida. Cresta con terminación redondeada.

1B. Observación de Muestras en Microscopio Óptico

Tabla VIII: Comparación de Superficie de Roscas, aumento 200x.

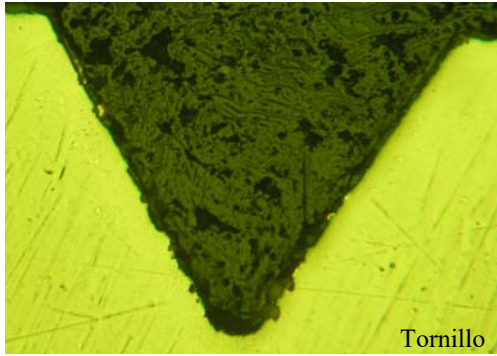
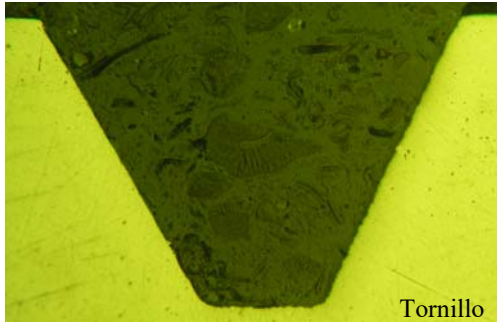
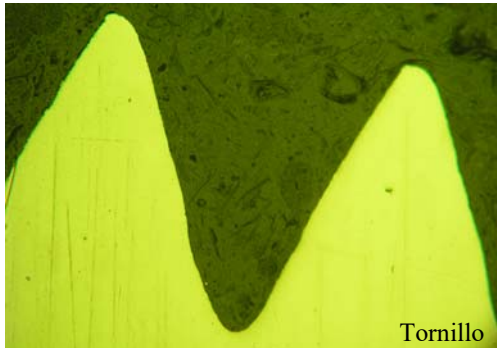
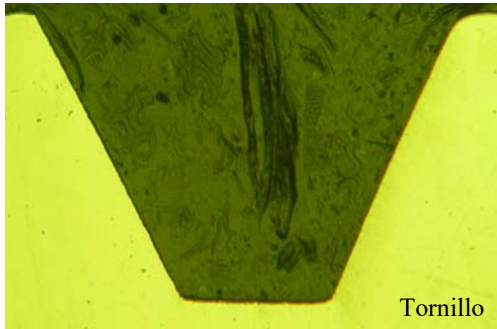
Marca		Descripción Superficie de Rosca
B&W		<p>Superficies irregulares, con socavados.</p> <p>Angulo Raíz-Hilo: 120° Angulo de Hilo: 60°</p>
Lifecore		<p>Superficie regular, leve rugosidad homogénea.</p> <p>Angulo Raíz-Hilo: 120° Angulo de Hilo: 60°</p>
Master Conexión		<p>Superficie irregular, presenta solevantamientos.</p> <p>Angulo Raíz-Hilo: 115° Angulo de Hilo: 50°</p>
Nobel Biocare		<p>Superficie altamente regular.</p> <p>Angulo Raíz-Hilo: 120° Angulo de Hilo: 60°</p>

Tabla IX: Comparación de Cresta de Rosca, aumento 1000x.

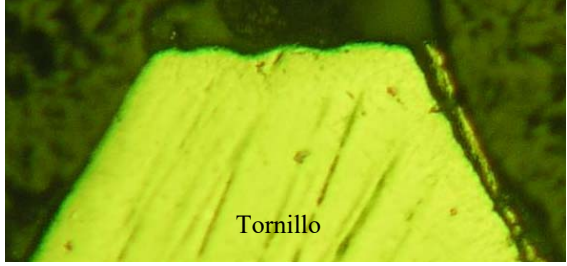
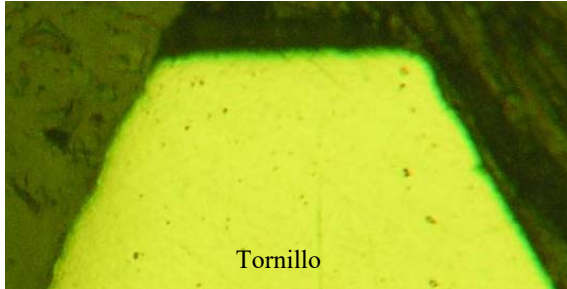
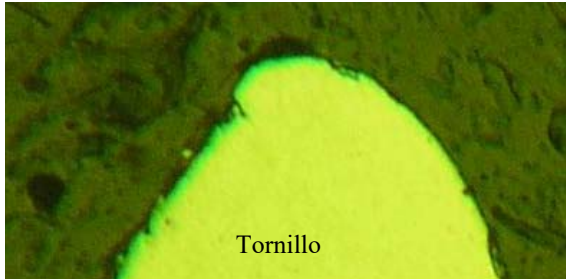
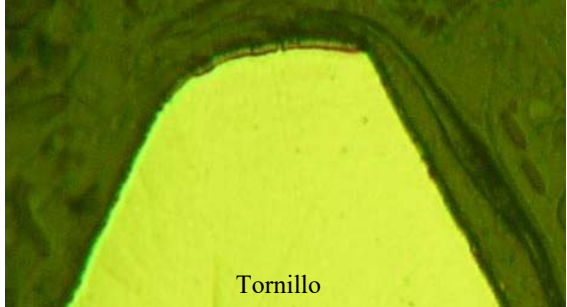
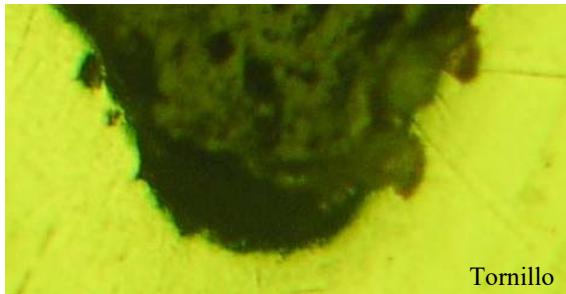
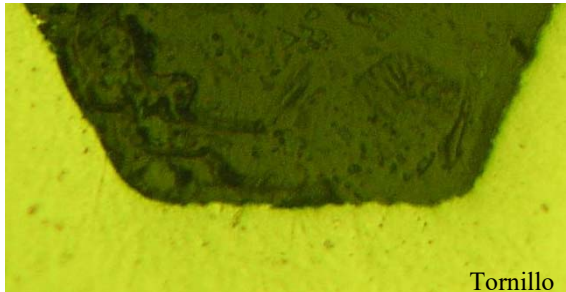
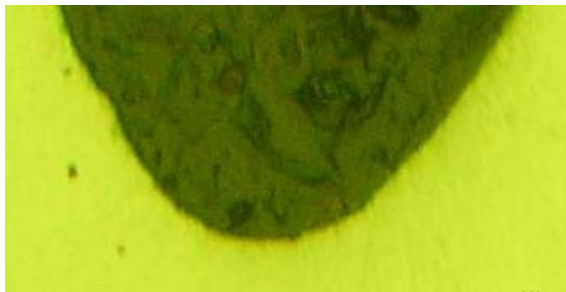
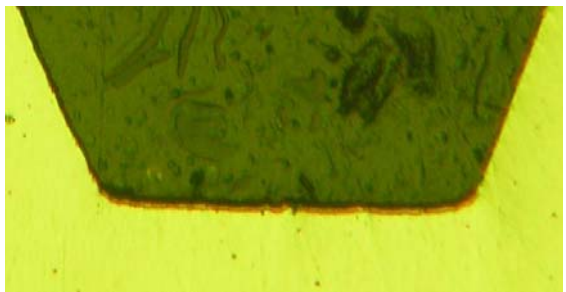
Marca		Descripción Cresta
B&W	 <p data-bbox="555 645 639 674">Tornillo</p>	Cresta plana de superficie muy irregular con solevantamientos.
Lifecore	 <p data-bbox="555 969 639 999">Tornillo</p>	Cresta plana de superficie regular.
Master Conexión	 <p data-bbox="555 1272 639 1301">Tornillo</p>	Cresta redonda, de superficie muy irregular.
Nobel Biocare	 <p data-bbox="555 1619 639 1648">Tornillo</p>	Cresta redondeada en una de las esquinas, de superficie muy regular.

Tabla X: Comparación de Raíz, aumento 1000x.

Marca		Evaluación Raíz
B&W	 <p>Tornillo</p>	Se observa raíz redondeada con una superficie muy irregular, presenta socavados.
Lifecore	 <p>Tornillo</p>	Raíz plana con ángulos redondeados, se observa una superficie irregular.
Master Conexión	 <p>Tornillo</p>	Raíz redondeada de superficie levemente irregular.
Nobel Biocare	 <p>Tornillo</p>	Raíz plana con ángulos redondeados y de superficie regular

Los resultados obtenidos en la observación en microscopio óptico en aumento de 200x, muestran superficies de rosca altamente irregulares para los tornillos de B&W y Master Conexión, mientras los tornillos de Lifecore y Nobel Biocare presentan superficies regulares siendo las de este último las más regulares. Al evaluar los ángulos de los hilos de los tornillos se

observa que el tornillo de Master Conexión presenta un ángulo de 50° mientras los otros tres presentan ángulos de 60°.

Al evaluar en aumento de 1000x las crestas y raíces de las roscas se observó que los tornillos de B&W presentaban crestas planas de superficies muy irregulares, los tornillos de Lifecore mostraban crestas planas de superficies regulares, los de Master Conexión presentaban crestas redondeadas de superficie altamente irregulares, y en los de Nobel Biocare se exhibe crestas planas con ángulos redondeados en la zona de unión cresta-cara hilo, y una superficie altamente regular.

2. ANÁLISIS DIMENSIONAL:

Tabla XI: Dimensiones de los tornillos (Valores promedios por marca en milímetros)

	Largo Total	Largo Cabeza	Diámetro Cabeza	Largo Cuello	Diámetro Cuello	Largo Tornillo (cuello y rosca)	Largo Región Hilos	Hilos por milímetros	Diámetro Mayor	Ancho de Cresta	Ancho Raíz	Paso (pitch)
B&W	8.54	2.55	2.95	1.57	1.60	5.97	4.40	2.27	1.85	0.07	0.04	0.40
Lifecore	9.09	2.58	2.43	3.68	1.22	6.50	2.79	2.15	1.78	0.07	0.10	0.40
Master Conexión	7.80	2.71	2.52	0.83	1.49	5.10	4.26	2.11	1.88	0.03	0.06	0.40
Nobel Biocare	7.31	2.09	2.51	2.71	1.30	5.22	2.51	2.79	1.85	0.04	0.13	0.40

En términos generales podemos decir según la Tabla XI: que los tornillos Lifecore presentan la mayor longitud total, el cuello más largo y la mayor longitud de tornillo, siendo estas dimensiones notoriamente mayores que las del resto de las marcas. También se observa que la longitud de la región del hilo es notoriamente menor en los tornillos de Nobel Biocare y Lifecore, generando obviamente cuellos más largos en comparación con las otras dos marcas evaluadas. (Observar anexos Tablas XXII, XXIII, XXIV y XXV)

Mediciones Ideales en relación al paso del tornillo:

Según las mediciones realizadas, los tornillos de las 4 marcas presentan un paso de 0.40 mm. En base a este tamaño del paso se obtiene que las dimensiones ideales que deberían presentar esos tornillos son: ancho de cresta 0.05mm; ancho raíz 0.10mm y ancho mayor de 1.85mm.

Ancho de cresta valor ideal 0.05mm:

Como se puede observar en la Tabla XI todos los tornillos evaluados presentan valores promedio muy similares al ideal esperado, por lo que se considera que cumplen con la dimensión

ideal de ancho de cresta. Tanto B&W como Lifecore presentan un valor promedio de 0.07mm, siendo las B&W las crestas mas anchas e irregulares, ya que presentaban mayores diferencias entre los distintos pasos medidos individualmente. Master Conexión presenta crestas de 0.03mm siendo estas las más delgadas. Los valores obtenidos de las mediciones de los tornillos de Nobel Biocare son los más cercanos al ideal, 0.04mm y todas las mediciones realizadas en los tornillos de Nobel tuvieron el mismo valor, lo que hace de estos tornillos los más regulares en este parámetro. (Observar anexos Tablas XXII, XXIII, XXIV y XXV)

Ancho de raíz valor ideal 0.10mm:

Al observar los datos de la Tabla XI vemos que Lifecore y Nobel Biocare presentan un valor promedio exactamente igual al ideal, además estas dos marcas presenta valores muy homogéneos en las mediciones a nivel de cada paso. Mientras que B&W y Master Conexión presentan valores promedio mas bajos del ideal, 0.04 y 0.06 respectivamente, y al analizar sus mediciones individuales vemos que presentan valores menos homogéneos. Presentando B&W valores en un rango de 0.03-0.06mm, y Master conexión valores en un rango de 0.04-0.11mm. Por lo tanto los tornillos mas regulares en relación a este parámetro serian los de Lifecore y Nobel Biocare. (Observar anexos Tablas XXII, XXIII, XXIV y XXV)

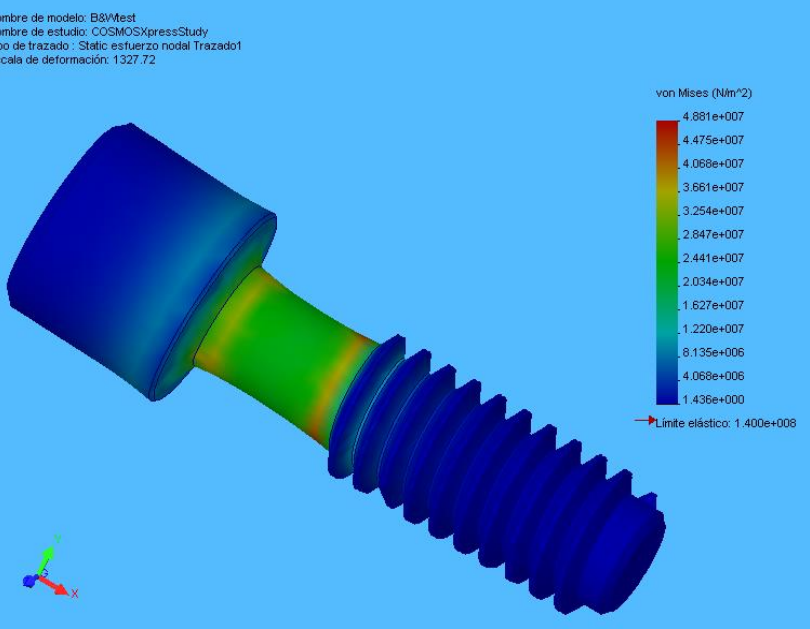
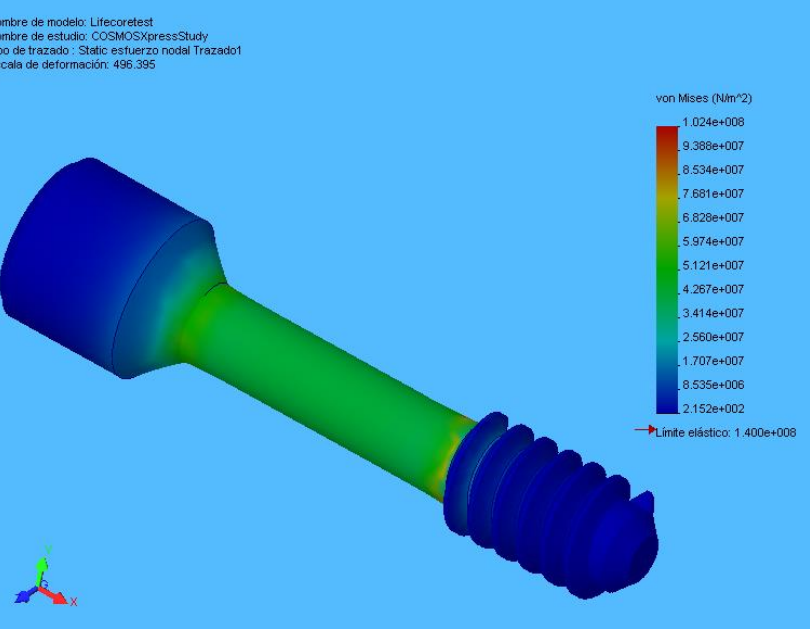
Ancho mayor valor ideal 1.85mm:

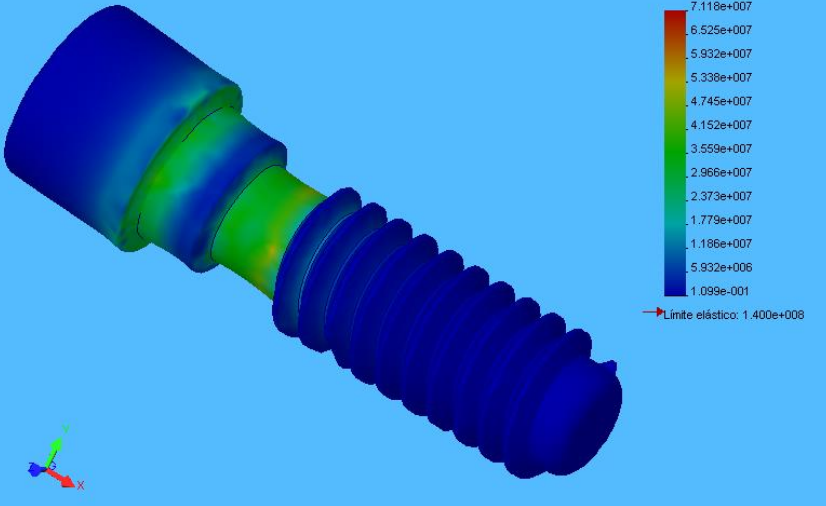
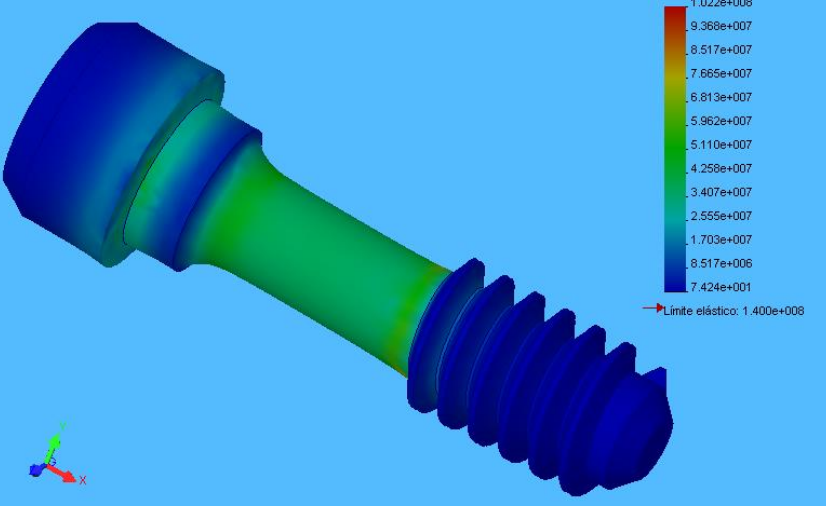
En relación a este valor vemos que todos los tornillos presentan un valor en el rango del valor ideal; desde 1.78 a 1.88mm, por lo que se considera que cumplen con el valor esperado. En relación a las mediciones individuales todos los valore son muy homogéneos, por lo que podemos decir que todos los tornillos son regulares en relación a este parámetro.

En resumen comparando las dimensiones ideales esperadas para los tornillos con las obtenidas en las mediciones realizadas podemos decir que los tornillos de Nobel Biocare son los más homogéneos y regulares en sus dimensiones ya que presentan los valores ideales en todos los parámetros evaluados.

3. Análisis de Elemento Finito: Resultados de Esfuerzos.

Tabla XII: Mapa termográfico de distribución de tensiones con fuerza normal 50 N (Tracción)

Marca		Descripción
B&W	<p>Nombre de modelo: B&Wtest Nombre de estudio: COSMOSXpressStudy Tipo de trazado: Static esfuerzo nodal Trazado1 Escala de deformación: 1327.72</p> 	<p>Factor Seguridad: 2.8681</p> <p>Esfuerzo von Mises: Min. 1.43584 N/m²; Máx. 4.88128e+007 N/m²</p> <p>Zona de máxima tensión en región de unión cuello cabeza, y región de unión entre cuello y zona de roscas</p>
Lifecore	<p>Nombre de modelo: Lifecoretest Nombre de estudio: COSMOSXpressStudy Tipo de trazado: Static esfuerzo nodal Trazado1 Escala de deformación: 496.395</p> 	<p>Factor Seguridad: 1.36701</p> <p>Esfuerzo von Mises: Min. 215.202 N/m², Máx. 1.02413e+008 N/m²</p> <p>Zona de máxima tensión en región de unión cuello cabeza.</p>

Marca	Descripción
<p data-bbox="188 600 220 824" style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">Master Conexión</p> <div data-bbox="252 398 1098 1025"> <p data-bbox="252 409 510 465">Nombre de modelo: Master Conexión test Nombre de estudio: COSMOSXpressStudy Tipo de trazado : Static esfuerzo nodal Trazado1 Escala de deformación: 1460.9</p>  <p data-bbox="922 488 1021 813">von Mises (N/m²) 7.118e+007 6.525e+007 5.932e+007 5.338e+007 4.745e+007 4.152e+007 3.559e+007 2.966e+007 2.373e+007 1.779e+007 1.186e+007 5.932e+006 1.099e-001 → Limite elástico: 1.400e+008</p> </div>	<p data-bbox="1123 398 1404 421">Factor Seguridad: 1.96685</p> <p data-bbox="1123 454 1398 544">Esfuerzo von Mises: Min. 0.109937 N/m², Máx. 7.11799e+007 N/m²</p> <p data-bbox="1123 577 1391 667">Zona de máxima tensión en región de unión cuello cabeza.</p>
<p data-bbox="188 1283 220 1473" style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">Nobel Biocare</p> <div data-bbox="252 1070 1098 1697"> <p data-bbox="252 1081 510 1137">Nombre de modelo: Nobel Biocare test Nombre de estudio: COSMOSXpressStudy Tipo de trazado : Static esfuerzo nodal Trazado1 Escala de deformación: 593.606</p>  <p data-bbox="922 1160 1021 1485">von Mises (N/m²) 1.022e+008 9.368e+007 8.517e+007 7.665e+007 6.813e+007 5.962e+007 5.110e+007 4.258e+007 3.407e+007 2.555e+007 1.703e+007 8.517e+006 7.424e+001 → Limite elástico: 1.400e+008</p> </div>	<p data-bbox="1123 1070 1404 1093">Factor Seguridad: 1.36987</p> <p data-bbox="1123 1126 1398 1216">Esfuerzo von Mises: Min. 74.2397 N/m² Máx. 1.02199e+008 N/m²</p> <p data-bbox="1123 1249 1391 1339">Zona de máxima tensión en región de ángulo recto de cabeza.</p>

De la evaluación de los tornillos se desprende que pese a que todos presentan un factor de seguridad por sobre las cargas aplicadas, los tornillos de Lifecore y Nobel Biocare presentan el factor de seguridad más bajo (aproximadamente 1.36), lo que significa que en esa dirección pueden recibir comparativamente menos carga que los tornillos de B&W y Master Conexión.

Al realizar un análisis general de la distribución de tensión, observamos que las tensiones máximas se ubican en la zona de unión de cabeza-cuello, en directa relación al ángulo que se genera en dicha zona, observándose que los ángulos de 90° presentan una mayor acumulación de tensiones. Este tipo de ángulos se observa en los tornillos de B&W, Master Conexión y Nobel Biocare (los tornillos de Nobel Biocare presentan una unión en chanfer entre el cuello y la cabeza, pero a la vez presentan un cambio en su diámetro de cabeza donde se observa un ángulo de 90°, donde se acumulan tensiones). A diferencia de lo que ocurre en las uniones cuello-cabeza tipo chanfer, el cual presenta una distribución de tensiones más uniforme. Este tipo de angulación se presenta en los tornillos de Nobel, en la unión cuello-cabeza, y en los tornillos de Lifecore. Este último también presenta sus tensiones máximas en la zona de unión de cabeza y cuello, pero al parecer estas están distribuidas en una región menor alrededor del ángulo obtuso que realiza el cambio de diámetro entre cabeza y cuello.

4. Análisis de Microdureza Vickers:

Tabla XIII: Valores Promedio de Microdureza de Cada Tornillo.

Microdureza Vickers				
Tornillo	1	2	3	Promedio
B&W	270	284	275	276.56
Lifecore	329	335	334	332,55
Master Conexión	317	330	325	323,56
Nobel Biocare	320	333	325	325,61

En la Tabla XIII se muestran los valores promedio de microdureza Vickers de cada uno de los tornillos de las diferentes marcas, este valor es el promedio de las mediciones realizadas en cada región de los diferentes tornillos (cabeza, cuello, cuerpo). Nos permite realizar comparaciones de los valores promedios obtenidos por cada tornillo y cada marca.

Interpretación Tabla XIII: al comparar los promedios de microdureza Vickers de las marcas, se observa que la muestra de la fábrica B&W es la que presenta el menor valor promedio, a diferencia de las muestras de las otras tres marcas que presentan valores promedio más semejantes entre sí, siendo la muestra de la marca Lifecore la que presenta el mayor valor promedio de microdureza.

Esta tabla también permite observar, la homogeneidad de los valores intrafábricas, ya que las diferencias entre los valores promedio de cada tornillo son pequeñas, siendo la empresa Master Conexión la que presenta la mayor diferencia entre los promedios de sus tornillos.

Análisis Estadístico Microdureza de Vickers:

Tabla XIV: Estadística Descriptiva por Fabricante

Microdureza Vickers	Marca	Promedio	95% Intervalo de confianza		Mediana	desv. Estándar	mín.	Máx.	Rango
			Limite inferior	Limite superior					
	B&W	276,5556	271,4778	281,6333	272,00	10,21085	265,0	298,0	33,0
	Lifecore	332,5556	328,8099	336,3012	332,00	7,53207	319,0	347,0	28,0
	Master	323,5556	317,6537	329,4574	322,00	11,86801	301,0	351,0	50,0
	Nobel	325,6111	320,9864	330,2358	325,00	9,29983	310,0	345,0	35,0

Valor de Microdureza Vickers

Tabla XV Gráficos 1-4: Frecuencia v/s Valores de Microdureza por Marca Comercial

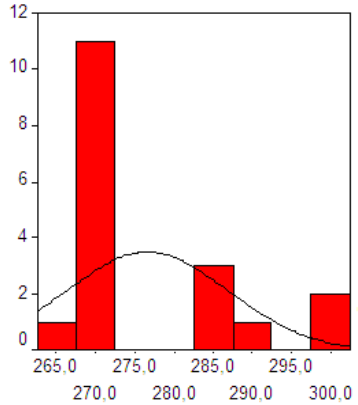
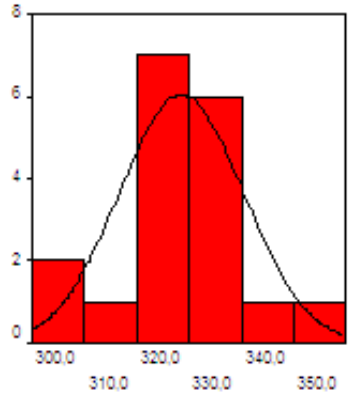
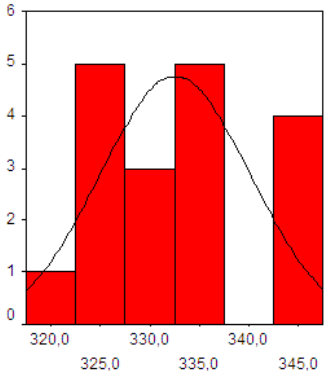
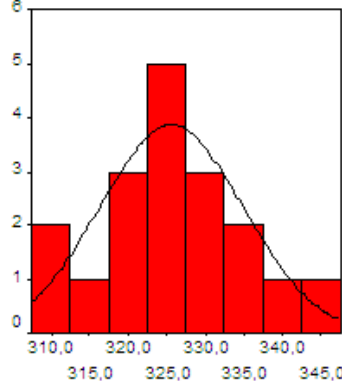
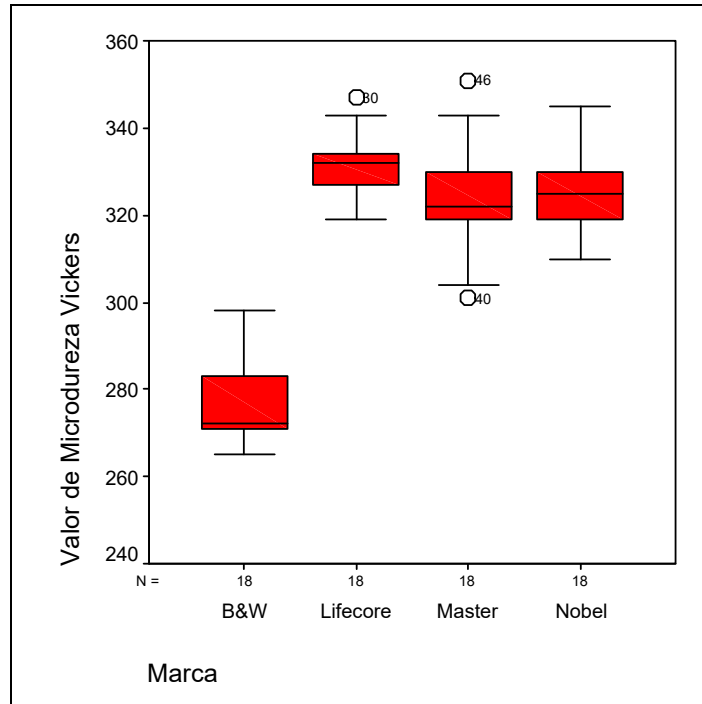
<p>Grafico 1 Histograma B&W</p>  <p>desv. Estándar: 10.21 Promedio: 276.6 N: 18</p>	<p>Grafico 3 Histograma Master Conexión</p>  <p>desv. Estándar: 11.87 Promedio: 323.6 N: 18</p>
<p>Grafico 2 Histograma Lifecore</p>  <p>desv. Estándar: 7.53 Promedio: 332.6 N: 18</p>	<p>Grafico 4 Histograma Nobel Biocare</p>  <p>desv. Estándar: 9.30 Promedio: 325.6 N: 18</p>

Grafico 5: Gráfico de caja que muestra la agrupación de los valores de microdureza de las marcas estudiadas.



Interpretación gráficos: Los histogramas presentados anteriormente muestran las microdurezas de las muestras obtenidas por cada marca; los valores más homogéneos de microdureza los presenta la marca Lifecore y los valores menos homogéneos los presenta la marca Master Conexión. El gráfico de caja muestra que los valores de microdureza obtenidos por las muestras de la fábrica B&W tienen una diferencia notable, con los valores de microdureza obtenidos por las otras marcas que participaron en este estudio. Por lo tanto se puede decir a modo exploratorio que la diferencia de dureza entre B&W y las otras fábricas es significativa para la muestra. Mientras que las diferencias entre las otras tres empresas (Lifecore, Master Conexión y Nobel), no es significativa para la muestra.

Tabla XVI: Estadística Descriptiva por Zona del Tornillo

Microdureza Vickers	Zona del tornillo	Promedio	95% Intervalo de Confianza		Mediana	desv. Standard	Mínimo	Máxima
			Límite inferior	Límite superior				
Microdureza Vickers	Cabeza	315,0000	305,9778	324,0222	321,0000	21,36637	272,00	343,00
	Cuello	312,6667	302,9330	322,4004	321,0000	23,05130	271,00	351,00
	Cuerpo	316,0417	303,8354	328,2480	327,0000	28,90687	265,00	347,00

Tabla XVII: Gráficos 6 -9 Frecuencia V/S Valores de Microdureza por Zona

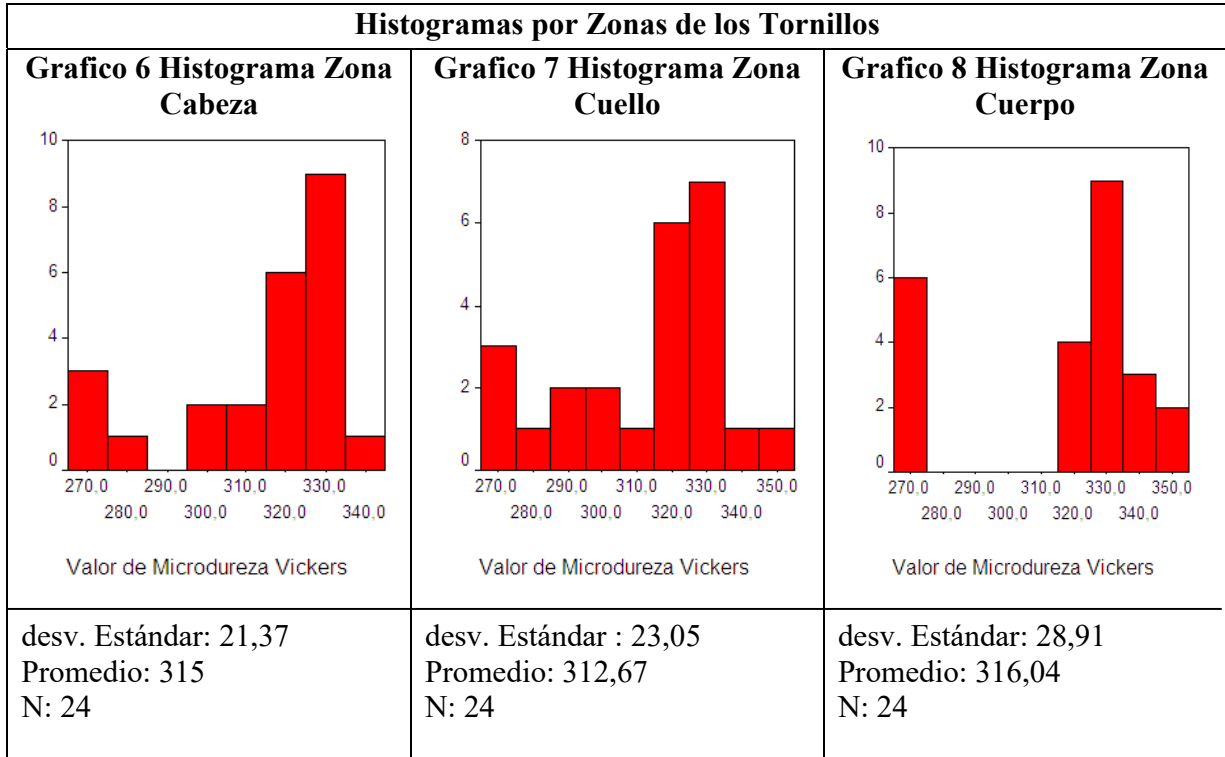
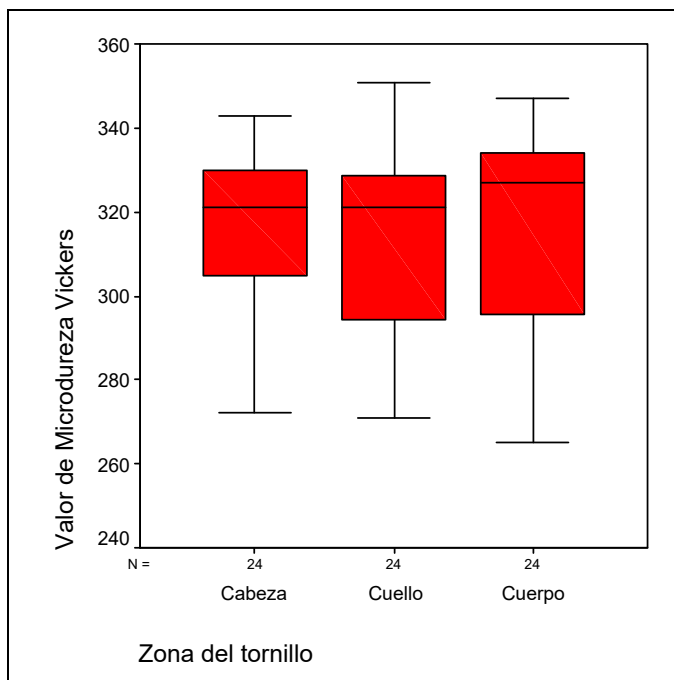


Gráfico 9: Gráfico de caja que muestra la agrupación de los valores de microdureza por zonas de investigación en tornillo.



Interpretación gráficos: Los histogramas anteriores y este gráfico de caja nos muestran que los valores promedios obtenidos en las 3 zonas se encuentran en rangos similares de valores de microdureza, por lo tanto se puede decir a modo exploratorio que no hay diferencias significativas entre las microdurezas Vickers de las 3 zonas donde se realizaron las mediciones. Presentándose los valores menos homogéneos a nivel de las mediciones realizadas en la zona del cuerpo de los tornillos.

Identificación de las diferencias en total

Tabla XVIII: Tabla de Comparación Múltiple

Variable dependiente: Valor de Microdureza Vickers

(I) Marca	(J) Marca	Diferencia Significativa (I-J)	Error Estándar	Valor de Significancia	95% Intervalo de Confianza	
					Límite Inferior	Límite Superior
B&W	Lifecore	-56,0000(*)	3,28435	,000	-64,9257	-47,0743
	Master	-47,0000(*)	3,28435	,000	-55,9257	-38,0743
	Nobel	-49,0556(*)	3,28435	,000	-57,9812	-40,1299
Lifecore	B&W	56,0000(*)	3,28435	,000	47,0743	64,9257
	Master	9,0000(*)	3,28435	,047	,0743	17,9257
	Nobel	6,9444	3,28435	,229	-1,9812	15,8701
Master Conexión	B&W	47,0000(*)	3,28435	,000	38,0743	55,9257
	Lifecore	-9,0000(*)	3,28435	,047	-17,9257	-,0743
	Nobel	-2,0556	3,28435	1,000	-10,9812	6,8701
Nobel Biocare	B&W	49,0556(*)	3,28435	,000	40,1299	57,9812
	Lifecore	-6,9444	3,28435	,229	-15,8701	1,9812
	Master	2,0556	3,28435	1,000	-6,8701	10,9812

El Nivel de Significancia se estableció en valores de p menores de 0,05, se aplico el test de Bonferroni.

Interpretación Tabla XVIII:

Esta tabla muestra la comparación de los valores de microdureza de las muestras de las distintas marcas, y se ve si existe o no diferencias significativas entre las muestras.

Según la tabla se ve que entre los valores de microdureza, de las muestras, de las siguientes marcas las diferencias no son significativas y se pueden deber al azar:

- Lifecore-Nobel:
- Master-Nobel

Las diferencias mostradas entre Lifecore y Master se encuentran en un valor muy cercano a 0,05 (nivel de significancia), por lo que se puede decir a modo exploratorio que sus diferencias no son significativas y se pueden deber al azar.

De los resultados de esta tabla se resume a modo exploratorio, que la única marca que presenta diferencias significativas con todas las otras es B&W; diferencias significativas validas solo para esta muestra y no extrapolables al universo de tornillos.

Tabla XIX: Comparación Múltiples Valores Microdureza Zona Cabeza entre Fábricas
 Variable Dependiente: Valor de Microdureza Vickers
 Bonferroni

(I) Marca	(J) Marca	Diferencia Significativa (I-J)	Error estándar	Valor de significancia.	95% Intervalo de Confianza	
					Limite inferior	Limite superior
B&W	Lifecore	-51,8333(*)	4,82988	,000	-65,9710	-37,6957
	Master	-39,0000(*)	4,82988	,000	-53,1376	-24,8624
	Nobel	-39,1667(*)	4,82988	,000	-53,3043	-25,0290
Lifecore	B&W	51,8333(*)	4,82988	,000	37,6957	65,9710
	Master	12,8333	4,82988	,091	-1,3043	26,9710
	Nobel	12,6667	4,82988	,098	-1,4710	26,8043
Master Conexión	B&W	39,0000(*)	4,82988	,000	24,8624	53,1376
	Lifecore	-12,8333	4,82988	,091	-26,9710	1,3043
	Nobel	-,1667	4,82988	1,000	-14,3043	13,9710
Nobel Biocare	B&W	39,1667(*)	4,82988	,000	25,0290	53,3043
	Lifecore	-12,6667	4,82988	,098	-26,8043	1,4710
	Master	,1667	4,82988	1,000	-13,9710	14,3043

El Nivel de Significancia se estableció en valores de p menores de 0,05, se aplico el test de Bonferroni

Interpretación Tabla XIX: la única marca que presenta diferencias significativa de los valores de microdureza de la región de la cabeza en relación a las otras marcas es la marca B&W. El resto de las diferencia pueden deberse al azar.

Tabla XX: Comparación Múltiple Valores Microdureza Zona Cuello entre Fábricas
 Variable Dependiente: Valor de Microdureza Vickers
 Bonferroni

(I) Marca	(J) Marca	Diferencia Significativa (I-J)	Error estándar	Valor de significancia	95% Intervalo de Confianza	
					Limite inferior	Limite superior
B&W	Lifecore	-48,1667(*)	6,64455	,000	-67,6160	-28,7173
	Master	-47,3333(*)	6,64455	,000	-66,7827	-27,8840
	Nobel	-41,8333(*)	6,64455	,000	-61,2827	-22,3840
Lifecore	B&W	48,1667(*)	6,64455	,000	28,7173	67,6160
	Master	,8333	6,64455	1,000	-18,6160	20,2827
	Nobel	6,3333	6,64455	1,000	-13,1160	25,7827
Master Conexión	B&W	47,3333(*)	6,64455	,000	27,8840	66,7827
	Lifecore	-,8333	6,64455	1,000	-20,2827	18,6160
	Nobel	5,5000	6,64455	1,000	-13,9494	24,9494
Nobel Biocare	B&W	41,8333(*)	6,64455	,000	22,3840	61,2827
	Lifecore	-6,3333	6,64455	1,000	-25,7827	13,1160
	Master	-5,5000	6,64455	1,000	-24,9494	13,9494

El Nivel de Significancia se estableció en valores de p menores de 0,05, se aplico el test de Bonferroni

Interpretación Tabla XX: la única marca que presenta diferencias significativa de los valores de microdureza, en la región del cuello, al ser comprada con las otras marcas es B&W. El resto de las diferencia pueden deberse al azar.

Tabla XXI: Comparación Múltiple Valores Microdureza Zona Cuerpo entre fábricas
 Variable Dependiente: Valor de Microdureza Vickers
 Bonferroni

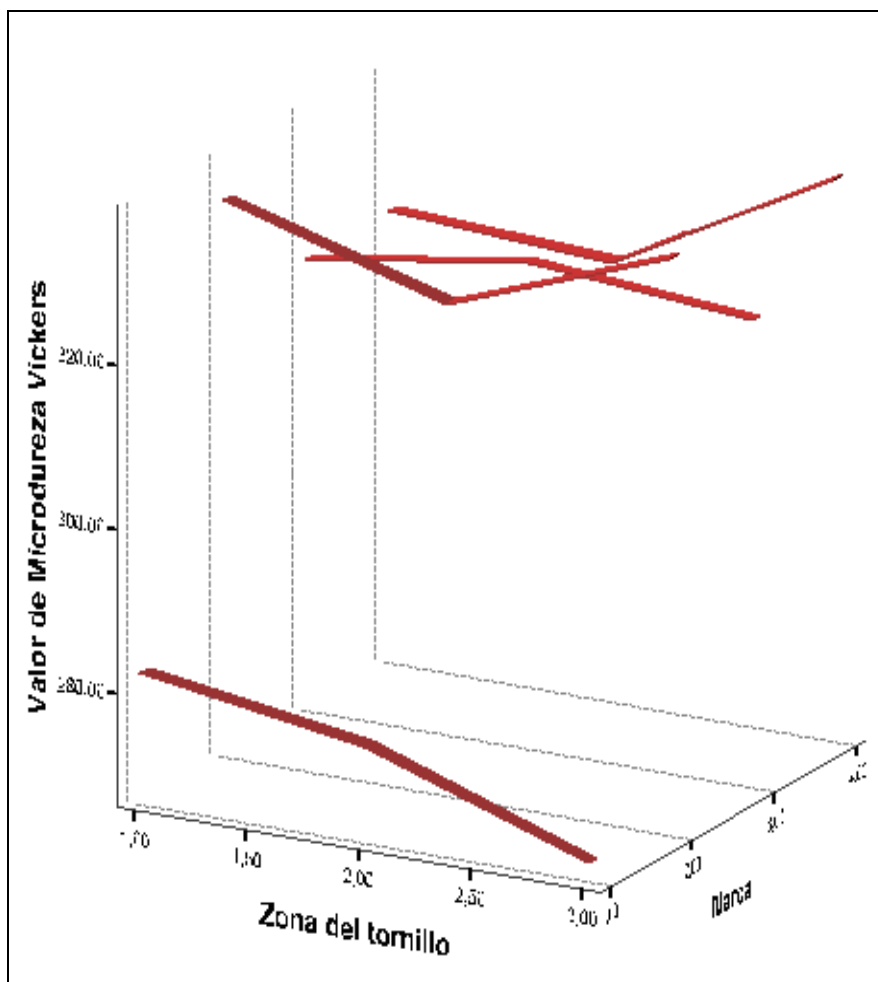
(I) Marca	(J) Marca	Diferencia Significativa (I-J)	Error estándar	Valor de significancia	95% Intervalo de Confianza	
					Limite inferior	Limite superior
B&W	Lifecore	-68,0000(*)	3,56643	,000	-78,4394	-57,5606
	Master	-54,6667(*)	3,56643	,000	-65,1060	-44,2273
	Nobel	-66,1667(*)	3,56643	,000	-76,6060	-55,7273
Lifecore	B&W	68,0000(*)	3,56643	,000	57,5606	78,4394
	Master	13,3333(*)	3,56643	,008	2,8940	23,7727
	Nobel	1,8333	3,56643	1,000	-8,6060	12,2727
Master Conexión	B&W	54,6667(*)	3,56643	,000	44,2273	65,1060
	Lifecore	-13,3333(*)	3,56643	,008	-23,7727	-2,8940
	Nobel	-11,5000(*)	3,56643	,026	-21,9394	-1,0606
Nobel Biocare	B&W	66,1667(*)	3,56643	,000	55,7273	76,6060
	Lifecore	-1,8333	3,56643	1,000	-12,2727	8,6060
	Master	11,5000(*)	3,56643	,026	1,0606	21,9394

El Nivel de Significancia se estableció en valores de p menores de 0,05, se aplicó el test de Bonferroni

Interpretación Tabla XXI: La comparación de esta zona fue la que mostró mayor cantidad de diferencias significativas, para las muestras, entre las marcas. Las únicas muestras que no presentaron diferencias significativas entre ellas, en la zona del cuerpo fueron las muestras de Nobel Biocare y Lifecore.

En resumen según las Tablas XIX, XX y XXI, en las que se evalúa las diferencias significativas entre la microdureza de las distintas marcas, medidas en las distintas zonas, la única marca que presenta diferencias significativas, para la muestra, en las distintas zonas evaluadas es la marca B&W.

Grafico interactivo: Comparación Dureza-Zona Tornillo-Marcas Comerciales.



Las marcas comerciales están en el siguiente orden B&W, Lifecore, Master conexión y Nobel Biocare.

En el gráfico se observa la relación entre las cuatro marcas sus durezas y las zonas evaluadas en cada marca. Se observa que B&W presentó los valores más bajos en todas las mediciones de dureza, en comparación a las otras tres marcas.

DISCUSIÓN

ANÁLISIS DEL DISEÑO:

En base a la literatura revisada se comprendió que la estabilidad del sistema esta dada por la obtención y mantención de la precarga óptima para cada sistema, entregado por la aplicación del torque inicial. En la obtención y mantención de esta precarga influyen 1) el coeficiente de fricción entre las superficies en contacto; así se puede citar a Lang LA et al (2003), Martin et al (2001) y Geng JP et al.(2001) quienes en sus estudios señalaron que un aumento del roce entre las superficies del tornillo y el implante, así como en el anillo del pilar, pueden disminuir en mas de un 25% la precarga obtenida con el torque inicial; y 2) la precisión del ajuste entre los componentes del sistema, dado por la simetría de los hilos, sus ángulos y planos de crestas y raíces, con el fin de reducir la concentración de fuerzas, en contraste con las esquinas agudas. En relación a esto citamos los patrones internacionales (ISO y UNS), que establecen que los hilos de la roscas deben presentar formas de V simétrica y ángulos de 60 grados, con raíces y crestas planas.

En este estudio los resultados obtenidos en la observación en microscopio óptico en aumento de 200x, muestran: superficies de rosca altamente irregulares para los tornillos de B&W y Master Conexión, mientras los tornillos de Lifecore y Nobel Biocare presentan superficies regulares siendo las de este último las más regulares. Al evaluar los ángulos de los hilos de los tornillos se observa que el tornillo de Master Conexión presenta un ángulo de 50° mientras los otros tres presentan ángulos de 60°. Al evaluar en aumento de 1000x las crestas y raíces de las roscas se observo que los tornillos de B&W presentaban crestas planas de superficies muy irregulares, los tornillos de Lifecore presentaban crestas planas de superficies regulares, los de Master Conexión presentaban crestas redondeadas de superficie altamente irregulares, y los de Nobel Biocare crestas planas con ángulos redondeados en la zona de unión cresta-cara hilo, y una superficie altamente regular.

Por lo que en forma exploratoria en base a estos resultados y comparados con la bibliografía revisada y las normas internacionales, podríamos esperar un ajuste y comportamiento menos eficiente de los tornillos de Master Conexión, en relación a los de las otras 3 marcas, ya que presentan hilos, crestas y raíces muy irregulares en superficie, las que generarían un mayor roce al aplicar el torque inicial, lo que lleva a que no se alcance la precarga óptima, presentándose a la vez una mayor relajación del asentamiento post torque, ya que según Bickford JH (1995) debido a estas irregularidades de superficie se pierde entre un 2 y 10% de la precarga inicial, producto del alisamiento de las rugosidades de superficie al ser sometidas a cargas funcionales y parafuncionales. Además los tornillos de Master Conexión presentan un ángulo levemente inferior a lo esperado por la norma, lo que puede llevar a que una vez ensamblado el sistema y sometido a cargas funcionales y no funcionales, se generen zonas de mayor acumulación de tensión.

Por otra parte los tornillos de Nobel Biocare cumplen con la norma para todos los parámetros evaluados, en la observación microscópica, por lo que podríamos esperar un comportamiento superior de estos tornillos, una vez ensamblado el sistema, lo que se traduce en

un mejor desempeño clínico del sistema, siempre que se cumplan todos los pasos de instalación clínica.

En relación al cuello, se ve que los tornillos Lifecore y Nobel Biocare presentan un diseño de cuellos mas largos que los de B&W y Master Conexión, para este parámetro no hay una norma estándar de diseño que haga suponer un mejor o peor comportamiento entre uno y otro diseño. Pero en relación al ensamble del sistema y diseño del tornillo podríamos suponer que los cuellos mas largos se deben a que al ensamblar el sistema en esa zona no se justifica la presencia de pasos, debido a que se encuentra en relación al área de conexión del pilar con el implante, y que en los primeros milímetros de la rosca interna del implante no existen hilos, por lo que no se justifica la presencia de hilos en esa porción.

En cuanto a la zona de unión del cuello con la cabeza, la bibliografía revisada señala que los ángulos redondeados son más favorables que los ángulos rectos ya que estos últimos generan acumulación de tensión residual en la zona de unión al ser sometidos a cargas. Según esto los Tornillos de Nobel Biocare, que presentan una terminación en chanfer, o los de Lifecore con terminación en ángulos obtusos, tendrán una distribución más homogénea de la tensión, generando menos zonas criticas en este punto. Mientras los tornillos de B&W y de Master Conexión tendrían mayores zonas de acumulación de tensión residual. Por lo que en forma explorativa podríamos esperar mayor numero de fallas (fracturas) a nivel de este punto en los tornillos Master y B&W que las que podríamos esperar en los tornillos de Nobel y Lifecore.

Al utilizar el software para análisis de elementos finitos se pudo comparar el comportamiento a nivel de cuello de los tornillos al ser sometidos a cargas. Los estudios a través de análisis de elementos finitos han sido utilizados ampliamente en la predicción del comportamiento biomecánico de los sistemas de implantes dentales. En este estudio, se prosiguió con los supuestos de estudios de diferentes autores, que concluyeron que los tornillos pilares se sometían a esfuerzos de tracción (Geng JP et al, 2001; Sakaguchi RL y Borgersen SE, 1993) por lo que el análisis de elementos finitos, buscó comparar el comportamiento de los diferentes tornillos ante una misma carga de tracción axial (50N); la carga fue aplicada con igual dirección y fuerza a todos los tornillos.

De la evaluación de los tornillos con el análisis de elemento finito se desprende que pese a que todos presentan un factor de seguridad por sobre las cargas aplicadas, los tornillos de Lifecore y Nobel Biocare presentan el factor de seguridad mas bajo (aproximadamente 1.36), lo que significa que en esa dirección podrían recibir comparativamente menos carga que los tornillos de B&W y Master Conexión.

Al analizar las imágenes observamos diferencias en cuanto a la distribución de las tensiones en el cuello y en la zona de unión cabeza cuello, ya que una vez aplicadas las cargas se observa que los cuellos de menor diámetro presentan un mayor nivel de tensiones, esto es lo que ocurre con los tornillos de Nobel Biocare y Lifecore. Pero a su vez presentan una distribución más homogénea de dichas tensiones.

En base a este análisis de elementos finitos podríamos suponer que ante cargas excesivas o mal distribuidas el proceso de fractura de un tornillo de fijación de pilar se iniciaría en la zona próxima a la unión cuello-cabeza, sin embargo cuando se realizan ensayos de tracción en

probetas, se observa que la falla se produce en la zona media del cuerpo de la probeta (Norton R.L., 1999).

No obstante este estudio presenta limitaciones como que los resultados del análisis de diseño están basados en un análisis estático lineal en el que se asume que el material es titanio isotrópico, y limitaciones dadas por las restricciones aplicadas.

El análisis estático lineal presupone que: 1) el comportamiento del material es lineal, en consonancia con la ley de Hooke, 2) los desplazamientos inducidos son lo suficientemente pequeños como para pasar por alto los cambios en la rigidez debidos a las cargas, 3) las cargas se aplican lentamente para pasar por alto los efectos dinámicos, 4) sus propiedades físicas se pueden ver afectadas por los procesos de fabricación.

Las limitaciones en cuanto a las restricciones aplicadas es que se asume que todos los hilos del tornillo están perfectamente acoplados al implante recibiendo la carga de forma homogénea, además se fijan los hilos de los tornillos, por ende en Lifecore y Nobel Biocare, al tener cuellos angosto presentarían menor rigidez en relación a los tornillos de B&W y Master Conexión.

Por ende la información obtenida de este tipo de estudios se debe utilizar en conjunto con datos experimentales y con la experiencia práctica. Las pruebas experimentales son de obligado cumplimiento para validar los resultados.

Al evaluar los resultados del análisis dimensional de los tornillos podemos ver que los tornillos Lifecore presentan la mayor longitud total, el cuello mas largo y la mayor longitud de tornillo, siendo estas dimensiones notoriamente mayores que las del resto de las marcas. También se observa que la longitud de la región del hilo es notoriamente menor en los tornillos de Nobel Biocare y Lifecore, generando obviamente cuellos más largos en comparación con las otras dos marcas evaluadas.

Al comparar los datos obtenidos con los valores ideales que esperábamos encontrar en base al paso que presentaban las muestras (Norton R.L., 1999; Avallone EA. y Baumeister T., 1999), se ve que los tornillos mas homogéneos en dimensiones son los de la marca Nobel Biocare, seguidos de los de Lifecore. Esto es de importancia ya que, como ya se señaló, mientras más homogéneos sean los tornillos mejor acople se obtiene con el implante lo que se traduce en una mayor estabilidad para el sistema, ya que se alcanza y se mantiene la precarga óptima. Además de que al ser más homogéneos es más fácil realizar y obtener un buen control de calidad.

Parámetros evaluados:

- *Ancho de cresta valor ideal 0.05mm:* Los valores obtenidos de las mediciones de los tornillo de Nobel Biocare son los más cercanos al ideal, 0.04mm y todas las mediciones realizadas en lo tornillos de Nobel Biocare tuvieron el mismo valor, lo que hace de estos tornillos los más regulares en este parámetro.
- *Ancho de raíz valor ideal 0.10mm:* Los tornillos de Lifecore y Nobel Biocare presentan un valor promedio exactamente igual al ideal, además estas dos marcas presenta valores muy homogéneos en las mediciones a nivel de cada paso.

- *Ancho mayor valor ideal 1.85mm*: Todos los tornillos presentan un valor en el rango del valor ideal; desde 1.78 a 1.88mm, por lo que se considera que cumplen con el valor esperado. En relación a las mediciones individuales todos los valores son muy homogéneos, por lo que podemos decir que todos los tornillos son regulares en relación a este parámetro.

Otro factor importante que se señala en la literatura y que se debe considerar en relación a las dimensiones de los tornillos, es el acoplamiento del tornillo a la rosca del implante. En la literatura se ha señalado, (Norton R.L., 1999; Avallone EA. y Baumeister T., 1999) que para el acoplamiento, entre elementos de una misma aleación, se recomienda que el acoplamiento mínimo de rosca, sea igual o mayor al diámetro nominal de la rosca.

Relación Ancho mayor v/s Largo de hilo de los tornillos de las 4 marcas:

- B&W 1.85 – 4.40
- Lifecore 1.78 – 2.79
- Master Conexión 1.88 – 4.26
- Nobel Biocare 1.85 – 2.51

Al comprar estos valores vemos que todos los tornillos cumplen con la longitud mínima de acoplamiento, esto tiene importancia ya que si la tuerca tiene suficiente largo, la carga requerida para barrer las tuercas será superior a la carga necesaria para que falle el tornillo al ser sometido a fuerzas de tracción o tumbantes.

En resumen podemos decir que los tornillos de Nobel Biocare, seguidos por los de Lifecore son los más homogéneos y regulares en sus dimensiones, ya que presentan los valores ideales en un mayor número de parámetros evaluados, por ende a modo exploratorio podríamos esperar un comportamiento superior de estos tornillos, que lo que podríamos esperar en los tornillos de B&W y Master Conexión, una vez ensamblado el sistema y sometido a cargas.

Sumado a esto podemos señalar, según la información entregada por los fabricantes, que los tornillos de Nobel Biocare presentan el más alto costo comercial. (Observar anexos Tabla XXVI)

La importancia Clínica del diseño de los tornillos es el hecho de que participan directamente en el ensamble del sistema, y por ende en la obtención y mantención de la precarga óptima en el tiempo, manteniendo así la estabilidad del sistema durante su función. El que se logre este objetivo depende de que se logre un diseño homogéneo para que cuando el tornillo se acople al implante, todos los hilos compartan la carga. De hecho la falta de precisión en el acople hace que toda la carga sea recibida por el primer par de hilos lo que se traduce en pérdida de la precarga o fracturas del tornillo. Esto es desde el punto del funcionamiento mecánico, en cuanto al tamaño y forma de zonas como las cabezas de los tornillos no hay parámetro estándar por ende podemos suponer que estas diferencias en el sistema se deben simplemente al azar.

ANALISIS DE MICRODUREZA:

Al evaluar la microdureza de los tornillos y comparar estos valores promedios se observa que todas las marcas presentan valores promedios que se encuentran dentro de los rangos de dureza esperados para los diferentes grados de titanio (de 120 Kg/mm² Ti cp 1 a 320 Kg/mm² Ti6Al4V). La muestra de la marca B&W presenta el menor valor promedio de microdureza (valor promedio de 278 Kg/mm²). Mientras que las otras marcas presentan promedios de microdureza más semejantes entre sí, siendo los tornillos de Lifecore los que presentan el mayor promedio de microdureza, 332 Kg/mm².

Al examinar los valores se ve que todos las marcas presentan valores promedio superiores a los que presentan los 4 grados de titanio comercialmente, aproximándose más a los valores de microdureza que se esperaría para la aleación de Ti6Al4V (microdureza de 320 Kg/mm²).

También se determinó que existe homogeneidad en cuanto a los valores de microdureza intrafábrica ya que las diferencias de los valores promedio de cada tornillo evaluado son semejantes entre tornillos de una misma fábrica, siendo la empresa Master Conexión la que presento las mayores diferencias de promedios entre sus tornillos, y Lifecore la que presento los valores promedios mas homogéneos entre sus muestras. Muy Bien

Al comparar descriptivamente los valores promedios de las tres zonas evaluadas en los tornillos se vió que no hay grandes diferencias entre los valores obtenidos en las tres zonas estudiadas, y los valores menos homogéneos se presentaron a nivel de las mediciones realizadas en la zona del cuerpo de los tornillos.

Al evaluar la existencia de diferencias significativas entre los promedios de los valores de microdureza de las distintas marcas evaluadas se obtuvo que solo la marca B&W presento diferencias significativas en sus valores de microdureza en comparación con las otras marcas evaluadas. Mientras que las diferencias vistas entre Lifecore-Nobel, Master-Nobel y Lifecore Master es probable que se deban al azar.

En las comparaciones de diferencias significativas por zonas se vio nuevamente que B&W fue la única que presento diferencias significativas en las zonas de cabeza y cuello. Pero al evaluar la zona de cuerpo se ve un mayor número de diferencias significativas, siendo en esta zona, las únicas muestras que no presentaron diferencias significativas entre ella, fueron las muestras de Nobel Biocare y Lifecore.

Tanto las diferencias en los promedios de la microdureza como que los valores sean más altos de los esperados como valor ideal para el titanio comercialmente puro puede deberse a los siguientes factores:

- Los distintos procesos a los que son sometidos los tornillos durante su fabricación, baños electroquímicos, procesos térmicos, etc.
- Procesos de fabricación que puedan inducir una mayor o menor absorción de contaminantes que puedan influir en su dureza final, como la absorción de Nitrógeno, Oxígeno e Hidrógeno.

- El tipo de aleación utilizada en la fabricación de los tornillos.

Toda esta información fue solicitada a las distintas marcas participantes, pero la información fue entregada solo por una de las empresas estudiadas. Esto impide dar una asociación de los resultados con alguno de estos factores.

La única marca que nos entregó parte de esta información fue la marca Lifecore. Según esta información Lifecore fabrica los componentes de sus sistemas de implantes con aleación de Ti6Al4V, lo que explicaría los altos valores de microdureza alcanzados por los tornillos de esta empresa, ya que como se señala en la bibliografía revisada (Anusavice KJ. et al., 2004) esta aleación presenta mayor valor de microdureza que el titanio comercialmente puro. Según esto al ver los valores de microdureza, más altos que los del titanio comercialmente puro, podríamos suponer que las otras empresas estaría utilizando la misma aleación que Lifecore.

Desde el punto de vista clínico para evaluar la Microdureza se debe recurrir a los conceptos mecánicos. Donde se ve que un material al tener mayor dureza es mas rígido y esto aumenta su fragilidad, ya que su limite elástico se encontrara mas cerca de su limite de ruptura, por ende este material ante una carga empezara a deformarse y pasará rápidamente a la fractura, siendo un material menos dúctil. En relación a esto si tomamos solo el tornillo de fijación de pilares podemos suponer un peor comportamiento mecánico de los tornillos de Nobel, Lifecore y Master que de los tornillos de B&W al someterlos a cargas. Sin embargo en la rehabilitación sobre implantes los tornillos de fijación de pilar forman parte de un sistema de componentes donde influirá en el comportamiento del tornillo el tipo de aleación de los implantes, las cargas y por sobre todo la calidad de asentamiento que alcancen, el tornillo con el implante, así como también del pilar y su tipo de conexión (interna o externa), donde el factor principal a considerar es el diseño de los tornillos.

En relación a la metodología utilizada en este estudio, podemos señalar que en la bibliografía revisada no se encontraron estudios similares, que pudiesen servir de guía en la elaboración del estudio, a excepción de las investigaciones realizadas con el empleo de análisis de elemento finito. En esa etapa de este estudio se esgrimieron dichas referencias en la determinación de las cargas a aplicar, ya que todos los estudios que utilizan análisis elemento finito revisados evaluaban el comportamiento del sistema de rehabilitación sobre implantes montado sobre una base y sometidos a cargas cíclicas no estáticas como las aplicadas en este estudio.

Este estudio presenta múltiples limitaciones como la ya señaladas en el análisis de elemento finito. Pero además de esas limitaciones que son propias de ese análisis, se presentan otras limitaciones como el alto costo de estos sistemas, lo que impidió tener una muestra mayor y más representativa que permitiera obtener resultados extrapolables al universo.

Otra limitación de este estudio fue el tamaño de los tornillos a evaluar lo que impidió realizar pruebas de cargas cíclicas del sistema de implantes, como era la intención en un principio iniciada la investigación, ya que las máquinas Instron que se tenían a disposición no podían trabajar con muestras de tamaño tan pequeño.

CONCLUSIONES

Al término de este estudio y considerando las limitaciones anteriormente descritas se puede concluir de una forma exploratoria lo siguiente:

1. En base a los resultados obtenidos en el análisis de calidad superficial, los tornillos de fijación de pilares que cumplen de mejor forma con las normas establecidas son los fabricados por Nobel Biocare y Lifecore. Por esto se podría esperar que estos tornillos logren una mayor precarga y la mantengan en el tiempo.
2. En cuanto al diseño de los tornillos, se puede enunciar que:
 - Unión cabeza cuello: el tornillo que presenta este ángulo más favorable es el fabricado por Nobel Biocare, debido a que se produce una mejor distribución de las tensiones por la conformación en chanfer de esta zona.
 - Diseño del cuello: basado en el resultado del análisis de elemento finito, se determinó que pese a que todos presentan un factor de seguridad adecuado, el factor más alto lo presentó B&W. Debido a esto se podría suponer que frente a cargas dinámicas tendría un mejor comportamiento en cuanto a la resistencia a la fatiga.
 - Cuerpo: En cuanto a los parámetros analizados se concluye que el tornillo que más se asemeja al diseño ideal es el fabricado por Nobel Biocare.
3. El análisis de elemento finito es un buen método de evaluación de los componentes de los sistemas de implantes. A pesar de presentar algunas limitaciones, permite la simulación y visualización de situaciones difíciles de evaluar in vivo.
4. Todos los tornillos presentaron microdureza mayor al valor esperado para el titanio comercialmente puro. Pero a nuestro parecer es necesario realizar mayores investigaciones para dilucidar la real implicancia clínica de la microdureza.
5. La industria Sud-Americana ha enfrentado en una forma notable el desafío tecnológico de fabricar componentes para los tratamientos odontológicos en base a Implantes Óseo integrados, y se han acercado eficientemente a los estándares Internacionales por lo que su utilización en clínica es buena, haciendo la salvedad de que todo estudio que se realice en esta área conlleve a la mejora de sus productos, logrando con ello satisfacer la creciente demanda a un menor costo para los usuarios.

En vista de los parámetros estudiados, se concluye que los tornillos de fijación de pilar fabricados por la empresa Nobel Biocare, presentan los mayores estándares de calidad. Por ende se establece que existe relación precio-calidad en los tornillos de fijación para pilares. (Observar anexos Tabla XXVI)

Por todo lo anteriormente descrito, se rechaza la siguiente hipótesis:

No existen diferencias significativas entre tornillos de fijación de pilares de implantes dentales fabricados por cuatro diferentes empresas.

SUGERENCIAS

El objeto de investigación es de gran implicancia en el éxito de las rehabilitaciones sobre implante oseointegrados, por lo que a nuestro parecer sería beneficioso continuar con esta línea de investigación, y otras que ayuden a comprender de manera más profunda los diferentes aspectos que conducen al éxito o fracaso de este tipo de tratamientos. Las diferentes investigaciones que se pueden realizar, pueden tener diversas aristas de enfoque, y aún más directas a la clínica, como sería la realización de pruebas mecánicas que diluciden de mejor forma su comportamiento ante cargas cíclicas, como a las que son sometidas en condiciones clínicas.

Nuestra experiencia nos induce a pensar que en estudios similares se debiesen incluir muestras de mayor tamaño, para así obtener resultados extrapolables al universo.

El análisis de elementos finitos, es una forma de investigación sobre hechos concretos, referente a aspectos mecánicos, diseño y desarrollo de nuevos conceptos. Por lo que a futuro se recomienda realizar estudios de elementos finitos de diferentes problemas sucedidos en rehabilitación oral. Emerge como una opción de validación e investigación de gran aporte y de insospechado avance, debido a la versatilidad y economía, y que en conjunto a pruebas experimentales mecánicas, potenciarían la validez de los resultados obtenidos.

RESUMEN

Un gran avance en la odontología ha sido la rehabilitación en base a implantes oseointegrados, lo que ha permitido obtener resultados clínicos estéticos y funcionales, logrando así el confort de nuestros pacientes.

Uno de los problemas de esta rehabilitación, son el afloje y fractura de los tornillos de fijación de pilar, pieza clave del sistema. Lo que ha llevado al desarrollo de investigaciones sobre este tema.

El propósito de este estudio es comparar características del diseño y calidad superficial de los tornillos de fijación de pilares de tipo UCLA de sistema de implantes, de cuatro fábricas distintas: B&W, Lifecore, Master Conexión y Nobel Biocare, y determinar si existen diferencias que afecten su comportamiento. El estudio fue realizado, con tres muestras por fábrica sometidas a las siguientes pruebas: 1) análisis dimensional, 2) análisis de calidad superficial, 3) análisis de la microdureza, 4) análisis de elemento finito.

Los resultados obtenidos indican que el tornillo mejor evaluado, en cuanto a análisis dimensional y calidad superficial fue el fabricado por Nobel Biocare. En cuanto al estudio de microdureza, todas las muestras cumplieron con el valor exigido para el titanio c.p., siendo la microdureza de los tornillos fabricados por B&W significativamente menor que la presentada por los tornillos de las demás fábricas. El análisis de elementos finitos, demostró rangos de seguridad satisfactorios para todos los tornillos, y zonas de tensión más elevada en la zona de unión de cabeza-cuello y cuello-hilo. Las que aumentaban en presencia de diseños que presentan ángulos agudos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Akour SN., Fayyad MA., Nayfeh JF. (2005): "Finite element Analyses of two Antirotational Designs of Implant Fixtures". *Implant Dent.* 14;1: pp 77-81.
2. Alkan I., Sertgoz A., Ekici B. (2004): "Influence of Oclusal Forces on Stress Distribution in Preloaded Dental Implant Screws". *J Prosthet Dent.* 91(4): pp 319-25.
3. Anusavice KJ. et al. (2004): *Phillips, Ciencia de los Materiales Dentales*. Undécima Edición, Madrid, Elsevier España S.A.
4. Avallone EA. y Baumeister T. (1999): *Mark's, Standard Handbook for Mechanical Engineers*. Mc Graw Hill.
5. Avivi-Arber L y Zarb AG. (1996): "Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto study". *Int J Oral Maxillofac Implants.* 11: pp 311-21.
6. Bagán Peiró D. (2001): "Prótesis Sobre Implantes sin Tornillos, Simplificando los Protocolos". <http://www.tonal.es/>
7. Bickford JH. (1995): *An introduction to the design and behaviour of belted joints*. 3er Ed. New York: Marcel Decker.
8. Binon PP., Sutter F., Beaty K., Brunski J., Gulbransen H., Weiner R. (1994): "The Role of Screws in Implant Systems". *Int J Oral Maxillofac Implants.* 9(suppl): pp 48-63.
9. Brånemark P.I., Zarb G., Albertson T. (1987): *Introduction to the Osseo integration, Tissue-Integrated Prosthesis – Osseo integration in the Clinical Dentistry*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin. ISBN 3 87652 542 X.
10. Brånemark System® (1994): *Resumen de Procedimiento Clínico*.
11. Burguete RL, Johns RB, King T, y Pattersson EA. (1994): "Tightening Characteristics for Screwed Joints in Osseo integrated Implants". *J Prosthet Dent.* 71: pp. 592-9.
12. Carl E. (1995) *Implantología Contemporánea*. Capítulo 3 Principios básicos de Implantología. Capítulo 19 Terminología Implantológica. Sección I: Diagnóstico y Planificación del Tratamiento. Editorial Mosby/Doyma Libros.
13. Craig RG. y Powers IM. (2002): "*Restorative Dental Materials*". 11th Edition, St.Louis: Mosby pp. 90-91.
14. Cranin N.; Klein M. y Simons A. (1995) *Atlas de Implantología Oral*. Glosario de Términos. Alberto Alcocer. Madrid Editorial Médica Panamericana S.A. pp. 335-342.
15. DeLong R y Douglas WH. (1991): "An artificial oral Environment for Testing Dental Materials". *Trans Biomed Eng.* 38: pp. 339-345.
16. Real Academia Española. *Diccionario de la Lengua Española* (2001) Vigésima Segunda Edición Tomo II. Editorial Espasa Calpe, S.A. España.
17. Dixon DL; Breeding LC; Sadler JP; McKay ML. (1995): "Comparison of Screw Loosening, Rotation, and Deflection Among three Implant Designs". *J Prosthet Dent.* 74: pp. 270-8.
18. Ekfeldt A; Carlsson GE; Borjesson G. (1994): "Clinical Evaluation of Single-Tooth Restorations Supported by Osseointegrated Implants: a retrospective study". *Int J Oral Maxillofac Implants.* 9: pp. 179-183.
19. Espinoza Lara FJ. (2004): "*Estudio Descriptivo de las Superficies de Implantes Dentales Mediante Microscopia Electrónica de Barrido*". Tesis para optar al grado de cirujano dentista. Santiago de Chile. Universidad Mayor, Facultad de Odontología.

20. Faulkner G; Wolfaardt J; Del Valle V. (1998): "Console Abutment Loading in Craniofacial Osseo Integration". *The Int J Oral Maxillofac Implants*. 13; 2: pp 245-252.
21. Geng J.P.; Kenson Tan; Gui-Ron Liu. (2001): "Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry; a review of the literature". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 85; 6: pp 585-596.
22. Gratton DG., Aquilino SA. y Stanford CM. (2001): "Micromotion and Dynamic Fatigue Properties of the Dental Implant – Abutment Interface". *J Prosthet Dent*. 85: pp. 47-52.
23. Hagiwara M. y Ohashi N. (1992): "A New Tightening Technique for Threaded Fasteners". *Mater Eng*. Vol III-B: pp. 371-376.
24. Haacks JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. (1995): "Elongation and Preload Stress in Dental Implant Abutment Screws". *Int J Oral and Maxillofac Implants*. 10: pp 529-536.
25. Henry PJ; Laney WR; Jemt T; Harris D; Krogh PHJ; Polizzi G. (1996): "Osseo Integrated Implants for Single Tooth Replacement: A prospective 5-year multicenter study". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 11: pp. 450-455.
26. Höhne R. (2005) http://www.maxilis.webcindario.com/subpage_60.htm
27. Jaarda M.J.; Razoog M.E.; Graton D.G. (1995): "Geometric Comparison of five Interchangeable Implant Prosthetic Retaining Screws". *J Prosthet Dent*. 74: pp 373-378.
28. Jemt T.; Laney WR.; Harris D. (1991): "Osseointegrated Implants for Single Tooth Replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 6: pp 29-35.
29. Jemt T; Linden B; Lekholm U. (1992): "Failures and Complications in 127 Consecutively Placed Fixed Partial Prostheses Supported by Brånemark Implants: from prosthetic treatment to first annual check-up". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 7: pp 40-44.
30. Jemt T. y Patterson P. (1993): "A 3-year Follow-up Study on Single Implant Treatment". *J Prosthet Dent*. 21: pp. 203-238.
31. Jörneus L, Jemt T, Carlson L. (1992): "Loads and Designs of Screw Joints for Single Crowns Supported by Osseo Integrated Implants". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 7: pp. 353-9.
32. Johansson C, Lausmaa J, Ask M, Hansson HA, Albrektsson T. (1989). "Ultrastructural Differences of the Interface Zone between Bone and Ti 6Al 4V or Commercially Pure Titanium". *J Biomed Eng*. 1989 Jan; 11(1): pp 3-8.
33. Kallus T y Bessing C. (1994): "Loose Gold Screws frequently occur in Full-arch fixed Prostheses Supported by Osseo Integrated Implants after 5 years". *J Oral Maxillofac Implants*. 9: pp. 169-78.
34. Ken Keating (Julio 2001): "Sistema de Unión de Pilares con Implantes Dentales". [En línea]. Dublín. Disponible en: <http://www.tonal.es> [accesado el día 25 mayo 2005]
35. Khraisat A. y Dar – Odeh N. (2004): "Abutment Screw Loosening and Bending Resistance of External Hexagon Implant System after Lateral Cyclic Loading". *Clinical Implant Dentistry and related research*. 6: pp. 3.
36. Laney WR; Harris D; Krogh P; Zarb GA. (1994): "Osseointegrated Implants for Single – Tooth Replacement: Progress Report from a Multicenter Prospective Study after 3 Years". *Int J Oral Maxillofac Implants*. Vol 9; 1: pp. 49-54.
37. Lang L.A., Kang B., Wang R., Lang B.R. (2003): "Finite Element Analysis Implant Preload". *J Prosthet Dent*. 90; 6: pp. 539-545.

38. Martin C.W.; Woody R.D.; Miller B.H.; Miller A.W. (2001): "Implant Abutment Screw Rotation and Preloads for 4 Different Screw Materials and Surfaces". *J Prosthetic Dentistry*. 86: pp 6-24.
39. McGlumphy EA., Mendel DA., Holloway JA. (1998): "Implant Screw Mechanics". *Dent Clin North Am*. 42: pp. 71-89.
40. Muftu A; Mulcahy HL; Chapman R. (1997): "Comparison of Streptococcus Sanguis Penetration Trough Various Implant Connection Mechanisms". (Abstract no. 585). *J Dent Res*. 76 (especial issue): 87.
41. Muftu A; Robert J; Chapman. (1998): "Rehabilitación Protésica de Edentulismo Posteriores con Implantes Unitarios: Cuatro Años de Resultados Prosthodonticos en un Estudio Prospectivo". *JADA*, Agosto, Vol. 129: pp 1097-1102.
42. Naert I., Quirynen M., van Steenberghe D., Darius P. (1992): "A six Year Prosthodontic Study of 509 Consecutively Inserted Implants for the Treatment of Partial Edentulism". *J Prosthet Dent*. 67: pp. 236-245.
43. Norton R.L (1999): *Materials and Process. Machine Design. An Integrated Approach*. First Edition. Prentice Hall, Inc, E.U.A. ISBN: 0-13-897802-6.
44. Ozols A. (1999-2005) "Aleaciones Implantables" [En línea] Facultad de Ingeniería U.B.A. disponible en:
45. <http://www.odontologia-online.com/casos/tecnologia/TN2/tn2.html>, [Accesado el día 29 de septiembre de 2005].
46. Patterson EA y Johns RB. (1992): "Theoretical Analysis of the Fatigue Life of Fixtures Screws in Osseo Integrated Dental Implants". *Int J Oral and Maxillofac Implants*. 7:1; pp 26 - 33.
47. Preiskel HW. y Tsolka P. (2004): "Cement and Screw Retained Implant-Supported Prostheses: up to 10 years of follow up of a new design." *Int J Oral Maxillofac Implants*. 19;1: pp 87-91
48. Quirynen M; Bollen CML; Eyssen H; van Steenberghe D. (1994): "Microbial Penetration along the Components of the Brånemark System. An in vitro study". *Clin Oral Implant Res*. 5: pp. 239-44.
49. Rangert B., Jemt T., Jörneus L. (1989): "Forces and Moments on Brånemark Implants". *Int J Oral and Maxillofac Implants*. 4: pp. 241-247.
50. Rangert B., Gunne J., Sullivan DY. (1991): "Mechanical Aspects of a Brånemark Implant Connected to a Natural Tooth: an in vitro study". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 6; 2: pp 177-86.
51. Rodkey E. (1977): Making Fastened Joints Reliable... ways to keep'em tight. *Assembly Eng*. 3:24-7.
52. Sakaguchi RL y Borgersen SE. (1993): "Nonlinear Finite Element Contact Analysis of Dental Implant Components". *The Int J Oral Maxillofac Implants*. Vol 8, 6: pp 655-660.
53. Sakaguchi RL. y Borgersen SE. (1995): "Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Implant Screws". *Int J Oral Maxillofac Implants*. 10: pp 295-302.
54. Scheller H; Kleinberg I; Stevenson-Moore P; Navarro Alonso JM; Martinez Corria R; Toreskog S; Smith CR. (1998): "A 5-year Multicenter Study on Implant-Supported Single Crown Restorations". *The Int J Oral Maxillofac Implants*. 13; 2: pp 213-218.
55. Selna LG, Shillingburg HT Jr, Kerr PA. (1975): "Finite element analysis of dental structures-axisymmetric and plane stress idealizations". *J Biomed Mater Res*. 9; 2: pp 237-52.

56. Shepherd NJ. (Dec 1998): "Affordable Implant Prosthetics Using a Screw Less Implant System". *J Am Dent Assoc.* 129 (12):1732-8.
57. Shigley JE. (1977): *Mechanical Engineering Designs*. Tercera Edición New York: McGraw Hill: 240-5.
58. Shigley J.E. y Mischke C.R. (1986): *Standard Handbook of Machine Design*. McGraw-Hill, New York.
59. Smith DC, Lugowski S, McHugh A, Deporter D, Watson PA, Chipman M. (1997): "Systemic Metal Ion Levels in Dental Implant Patients". *Int J Oral Maxillofac Implants.* 12(6): pp 828-34.
60. SPSS Inc. (2003) SPSS for Windows base system syntac reference guide, Release 11.5. USA:SPSS, Inc
61. Tan B.F.; Tan K.B.; Nicholls J.I. (2004): "Critical Bending Moment of Implant Abutment Screw Joint Interfaces: effect of torque levels and implants diameters". *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19; 5: pp. 648-58.
62. Valdivia Osorio, J. (2002): *Manual de Procedimiento Protésico 2*, Capítulo Pilares UCLA, Curso de Especialización en Implantología Oseointegrada, Universidad Andrés Bello.
63. Vial C. (2001): *Propiedades Mecánicas de los Sólidos. Ciencia e Ingeniería de Materiales*. Escuela de Ingeniería. Pontificia Universidad Católica de Chile.
64. Vivanco M. (2003): "*Pilares UCLA*". Tesis Postgrado: Rehabilitación Oral, con mención en Prótesis Fija. Valparaíso Chile. Universidad de Valparaíso, Facultad de Odontología.
65. Weinberg LA. (1993): "The Biomechanics of Force Distribution in Implant-Supported Prosthesis". *Int J Oral Maxillofac Implants.* 8: pp 19-31.
66. Zarb GA y Schmitt A. (1990): "The longitudinal Clinical Effectiveness of Osseo Integrated Dental Implants: The Toronto Study. Part III: problems and complications encountered". *J Prosthet Dent.* 64: pp 185-94.
67. http://www.bicon.com/worldwide/bicon_br/news/n_publications_keating.html
68. <http://www.bywgroup.cl>
69. http://www.fcen.uba.ar/prensa/noticias/2003/noticias_30abr_2003.
70. <http://www.inti.gov.ar/cemec/gis>
71. <http://www.medintermdi.com/moritaTitanio.htm>
72. <http://www.odontologia-online.com/casos/tecnologia/TN2/tn2.html>
73. http://www.saramall.com.ar/spanish/downloads/titanio_para_fijacion_de_fracturas.pdf
74. <http://www.unefamaracay.edu.ve/aeronautica/Materiales%20Aeronauticos/Titanio/Caracteristicas/Caracteristicas.htm>
75. <http://www.solidworks.com>

ANEXOS

Tabla XXII: Mediciones Realizadas en cada Tornillo de B&W.

B&W	1	2	3	Medición Individual								
Estructura Superficial				Tornillo 1			Tornillo 2			Tornillo 3		
Largo Total	8.52	8.56	8.55									
Largo de cabeza	2.56	2.55	2.55									
Diámetro de cabeza	2.94	2.95	2.95									
Largo del Cuello	1.60	1.54	1.57									
Diámetro del Cuello	1.60	1.55	1.65									
Largo del Tornillo	5.96	6.01	5.95									
Largo Zona Hilos	4.36	4.47	4.38									
Hilos por milímetros	2.29	2.24	2.28									
Diámetro mayor	1.86	1.83	1.85									
Ancho de la Cresta	0.07	0.05	0.07	0.08	0.07	0.07	0.04	0.07	0.04	0.08	0.08	0.06
Ancho de la Raíz	0.05	0.04	0.03	0.06	0.05	0.04	0.04	0.04	0.05	0.03	0.04	0.03
Paso	0.40	0.40	0.40	0.41	0.40	0.40	0.37	0.40	0.42	0.40	0.40	0.40
Numero de Hilos	10	10	10									
Microdureza Vickers	270	284	275									

Tabla XXIII: Mediciones Realizadas en cada Tornillo de Lifecore.

LifeCore	1	2	3	Medición Individual								
Estructura Superficial				Tornillo 1			Tornillo 2			Tornillo 3		
Largo Total	9.10	9.08	9.10									
Largo de cabeza	2.6	2.59	2.60									
Diámetro de cabeza	2.44	2.43	2.43									
Largo del Cuello	3.71	3.70	3.70									
Diámetro del Cuello	1.20	1.21	1.25									
Largo del Tornillo	6.5	6.49	6.50									
Largo Zona Hilos	2.79	2.79	2.80									
Hilos por milímetros	2.15	2.15	2.14									
Diámetro mayor	1.76	1.79	1.80									
Ancho de la Cresta	0.06	0.08	0.07	0.06	0.06	0.06	0.08	0.08	0.09	0.06	0.07	0.07
Ancho de la Raíz	0.10	0.10	0.10	0.10	0.10	0.09	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
Paso	0.40	0.40	0.40	0.39	0.42	0.39	0.4	0.4	0.39	0.4	0.46	0.4
Numero de Hilos	6.00	6.00	6.00									
Microdureza Vickers	329	335	334									

Tabla XXIV: Mediciones Realizadas en cada Tornillo de Master Conexión.

Master Conexión	1	2	3	Medición Individual								
Estructura Superficial				Tornillo 1			Tornillo 2			Tornillo 3		
Largo Total	7.77	7.84	7.80									
Largo de cabeza	2.7	2.73	2.69									
Diámetro de cabeza	2.54	2.52	2.50									
Largo del Cuello	0.82	0.85	0.83									
Diámetro del Cuello	1.49	1.47	1.50									
Largo del Tornillo	5.07	5.11	5.11									
Largo Zona Hilos	4.25	4.26	4.28									
Hilos por milímetros	2.12	2.11	2.10									
Diámetro mayor	1.88	1.85	1.90									
Ancho de la Cresta	0.03	0.03	0.04	0.03	0.03	0.03	0.04	0.03	0.03	0.03	0.04	0.04
Ancho de la Raíz	0.10	0.05	0.04	0.09	0.11	0.09	0.05	0.05	0.05	0.05	0.04	0.04
Paso	0.39	0.40	0.40	0.39	0.39	0.39	0.41	0.4	0.39	0.4	0.41	0.4
Numero de Hilos	9.00	9.00	9.00									
Microdureza Vickers	317	330	325									

Tabla XXV: Mediciones Realizadas en cada Tornillo de Nobel Biocare.

Nobel Biocare	1	2	3	Medición Individual								
Estructura Superficial				Tornillo 1			Tornillo 2			Tornillo 3		
Largo Total	7.32	7.31	7.30									
Largo de cabeza	2.08	2.1	2.10									
Diámetro de cabeza	2.51	2.52	2.50									
Largo del Cuello	2.78	2.69	2.65									
Diámetro del Cuello	1.30	1.30	1.30									
Largo del Tornillo	5.24	5.21	5.20									
Largo Zona Hilos	2.46	2.52	2.55									
Hilos por milímetros	2.85	2.78	2.75									
Diámetro mayor	1.85	1.84	1.85									
Ancho de la Cresta	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
Ancho de la Raíz	0.13	0.13	0.12	0.13	0.13	0.12	0.12	0.13	0.13	0.13	0.12	0.12
Paso	0.40	0.40	0.40	0.40	0.40	0.39	0.40	0.40	0.39	0.4	0.4	0.4
Numero de Hilos	7.00	7.00	7.00									
Microdureza Vickers	320	333	325									

Tabla XXVI: Valores Tornillos de Fijación de Pilar de cada Marca Comercial.

Tabla Valores Tornillos Fijación de Pilar por Marca	
Marca	Valor Tornillo Fijación Pilar, en pesos chileno.
B&W	10085
Lifecore	8480
Master Conexión	6348
Nobel Biocare	25350