

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
**FACULTAD DE ODONTOLOGIA**



**TRABAJO DE FIN DE MASTER**

**EVALUACIÓN IN VITRO DE LA ESTABILIDAD  
PRIMARIA DE IMPLANTES DE HÉLICE ÚNICA Y DOBLE  
HÉLICE RADHEX®**

Alumna: Lesly Carolina Chuquispuma Bustos  
Máster de Ciencias Odontológicas  
Madrid 2015-2016

## INDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	4
<b>2. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA</b>	8
<b>3. JUSTIFICACION, OBJETIVOS E HIPÓTESIS</b>	22
<b>3.1 JUSTIFICACIÓN</b>	23
<b>3.2 OBJETIVOS</b>	23
3.2.1 Objetivo principal	23
3.2.2 Objetivos secundarios	23
<b>3.3 HIPÓTESIS</b>	23
<b>4. MATERIALES Y MÉTODO</b>	25
<b>4.1 DISEÑO DEL ESTUDIO Y METODOS</b>	26
4.1.1 Diseño del estudio:	26
4.1.2 Localización:	26
4.1.3 Espécimen:	26
4.1.4 Técnica de muestreo:	26
4.1.5 Tamaño muestral:	26
4.1.6 Variables independientes:	26
4.1.7 Variables dependientes:	26
<b>4.2 RECOGIDA DE DATOS</b>	27
<b>4.3 ADMINISTRACION DEL ESTUDIO Y ASPECTOS ETICOS</b>	27
4.3.1 Responsable del proyecto y del centro.	27
<b>4.4 RECURSOS Y PRESUPUESTO</b>	27
4.4.1 Recursos humanos:	27
4.4.2 Instalaciones físicas:	27
4.4.3 Medios físicos y materiales:	27

4.4.4 Presupuesto del material fungible e inventariable necesario para llevar a cabo el proyecto. ....	28
4.4.5 Plan de financiación: .....	28
<b>4.5 PLAN DE ESTUDIO: LINEA DE TIEMPO</b> .....	29
4.5.1 Protocolo quirúrgico: .....	29
4.5.2 Evaluación de la estabilidad primaria:.....	29
4.5.3 Análisis estadístico:.....	30
4.5.4 Esquema visual de la evolución del proyecto.....	30
<b>4.6 PLAN DE DISEMINACION DE RESULTADOS</b> .....	30
<b>5. RESULTADOS</b> .....	31
5.1 RECOGIDA DE DATOS .....	32
5.2 ANALISIS ESTADISTICO .....	38
<b>6. DISCUSIÓN</b> .....	45
<b>7. CONCLUSIONES</b> .....	50
<b>8. BIBLIOGRAFÍA</b> .....	52
<b>9. ANEXOS</b> .....	58
9.1 ANEXO N° 1 .....	59

# **1. INTRODUCCIÓN**

## INTRODUCCION

La utilización de los implantes dentales se ha incrementado mucho en los últimos años. El número estimado de implantes colocados solo en Estados Unidos es de alrededor de 700.000 implantes anualmente. Este número se espera que crezca cerca del 9.4% en los próximos años (1).

La función principal de un implante es brindar un apoyo estable a las prótesis que en el futuro vaya a soportar después de la oseointegración con el hueso.

Para ello será necesario que se lleve a cabo dos tipos de fijación. La primera es la fijación mecánica de las roscas del implante. Este es el principal factor que contribuye a la estabilidad primaria del implante. El segundo tipo de fijación será la biológica la cual será a largo plazo (2).

La estabilidad primaria es uno de los factores más importantes para alcanzar el éxito de un implante dental. (3). La estabilidad del implante se define como la estabilidad biométrica inmediatamente después de la inserción del implante y se relaciona con muchas variables como la longitud, el diámetro forma y diseño de un implante, la técnica particularmente quirúrgica, el diseño del implante y características biológicas de hueso (4,5).

Por ello se debe seleccionar con mucho cuidado el implante adecuado para un determinado tipo de hueso, y mediante la aplicación de una técnica quirúrgica adecuada de acuerdo con la calidad de hueso. Aunque es relativamente fácil de obtener estabilidad primaria del implante en el hueso cortical, es algo difícil de lograr la estabilidad primaria del implante en áreas tales como la zona molar superior donde la reabsorción ósea severa, la mala calidad del hueso y la falta de cantidad de hueso están presentes (6).

El propio diseño del implante puede contribuir significativamente en la estabilidad primaria del mismo. Diferentes autores han discutido a cerca de utilizar implantes de mayor diámetro, un menor diámetro de la fresa, etc, lo que podría potencialmente influir en la estabilidad primaria. Sin embargo, no hay estándares establecidos (7,8). Es por ello que han surgido diferentes pruebas para cuantificar la estabilidad primaria, como Periotest (Siemens, Bensheim, Alemania) y Osstell (Integración Diagnostics AB, Göteborg, Suecia).

Algunos grupos de trabajo han evaluado el diseño de implantes y su relación con la estabilidad primaria (8-14). Un estudio de perros Beagle pudo demostrar que no había ninguna diferencia estadísticamente significativa en la formación de hueso entre espiras de implantes cilíndricos y cónicos cuando se colocan mediante la técnica no sumergida (15). Otro grupo había colocado implantes en cresta iliaca porcina. Los investigadores trataron de evaluar la estabilidad primaria de implantes híbridos autorroscantes en comparación con implantes cilíndricos no autorroscantes. Llegaron a la conclusión de que los implantes autorroscantes híbridos podrían lograr una alta estabilidad primaria, indicados así para su uso en hueso de baja densidad (16).

Otros grupos científicos han demostrado que implantes con diseño cónico y escalonado pueden causar mayor estrés al hueso que los cilíndricos con forma de tornillo (13). Se ha demostrado que no hay diferencias en los niveles de tensión del hueso circundante en implantes con diferente forma geométrica pero similar diámetro (17). Otro grupo mostro mejor estabilidad primaria con un diseño cónico que en los de diseño cilíndrico (18).

Los métodos para evaluar la estabilidad primaria, como los valores Periotest (VP) y el análisis de frecuencia de resonancia (AFR) con Osstell, han sido utilizados en diferentes estudios. El AFR es un método no invasivo fácilmente practicable de medición de la estabilidad cuantitativa que se puede usar repetidamente en la configuración intraoperatorias y postoperatorio. Esta técnica utiliza las mediciones de la frecuencia de resonancia (RF) de un pequeño transductor unido a un dispositivo de implante bajo prueba. La rigidez implante-hueso se mide desde RF como una reacción a oscilación ejercida sobre el contacto de implante-hueso, donde la unidad de medida se define como el cociente de la estabilidad del implante (19).

Además de la calidad y cantidad del hueso y la técnica quirúrgica empleada, el macro o microdiseño del implante también tiene una influencia significativa sobre la estabilidad primaria de los implantes autorroscantes. Éstos han usado principalmente en regiones con una calidad de hueso blando, como el del maxilar superior (10).

El macrodiseño del implante en términos de forma geométrica (cónico o no cónico) ha sido previamente analizado. O'Sullivan y cols en un estudio sobre cadáveres humanos demostraron mayor estabilidad primaria en implantes

cónicos que, en no cónicos y encontraron un AFR similar en implantes cónicos independientemente de la calidad ósea (8). Por el contrario, otros investigadores encontraron valores AFR estadísticamente superiores en implantes cónicos frente a los no cónicos en un estudio clínico comparativo (20).

El macrodiseño de Nobel Biocare (Nobel Biocare Nordic AB, Gothenburg, Sweden) y de Straumann (Institute Straumann AG, Basel, Switzerland), los dos sistemas de implantes más utilizados en el mundo, han sido estudiados ampliamente in vitro e in vivo.

Por su parte, los implantes dentales Radhex deben ser también de igual modo evaluados, comparando las diferentes geometrías en relación a la estabilidad primaria, ya que esta información será de gran ayuda para el clínico que desee utilizarlas.

## **2. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA**



## ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA

Lachmann y cols en el 2006 (21), en su estudio in vitro tuvieron como objetivo evaluar la fiabilidad de los dispositivos Osstell™ y Periotest™ en la evaluación de la estabilidad del implante. Se insertaron implantes dentales en segmentos costales bovinos de diferentes orígenes anatómicos y densidades. Ocho implantes de 13 mm de longitud y 3,8 mm de diámetro, se insertaron en filas de cuatro en dos bloques diferentes de hueso bovino de acuerdo con el protocolo sugerido por el fabricante. Los implantes se colocaron con 7 mm de distancia entre sí. Los bloques estaban firmemente unidos a un tornillo de banco y se realizaron las mediciones con ambos dispositivos consecutivamente de un implante a la siguiente en ambos bloques. Para la determinación de la medición de la repetibilidad de los dispositivos bajo condiciones experimentales idénticas, dos repeticiones (valores B y C) seguidos de cada medición individual (valor A). Después de aflojar y volver a apretar el transductor (para las mediciones Osstell) y el anclaje de bola (para las medidas Periotest) tres mediciones más se tomaron de cada implante. Por lo tanto, las implicaciones técnicas para la evaluación de la estabilidad del implante fueron las siguientes: (a) manualmente vs. apego controlado por par. (b) El aflojamiento y reapriete del tornillo de fijación del dispositivo de medición y el anclaje de bola para la evaluación de la fiabilidad. (c) Los valores de la estabilidad del implante de implantes adyacentes y los de diferentes bloques de hueso se compararon entre sí. (d) El hueso marginal alrededor del cuello del implante se eliminó sucesivamente en incrementos de milímetros para imitar defectos óseos peri-implante con el aumento de la exposición de hilo. Se concluyó que ambos métodos eran comparativamente fiables y mostraron una fuerte asociación entre sí en la clasificación de la estabilidad del implante. Por lo tanto los dispositivos de diagnóstico no invasivos, parecen ser útiles en el largo plazo de seguimiento de la integración del implante.

El estudio realizado por Kim y cols en el 2010 (6), tuvo como finalidad evaluar los efectos del tratamiento de la superficie, sobre la estabilidad primaria del

implante utilizando el AFR. Para ello se necesitó de 5 perros mestizos macho que pesaban más de 10 kg. Se utilizaron 30 implantes cilíndricos con microhilos, los cuales serían implantados en la mandíbula con hueso tipo II y III. El coeficiente de estabilidad del implante (ISQ) se registró utilizando Osstell al inicio del estudio (el día de la cirugía), y 3, 6 y 10 semanas después de la colocación del implante.

Los animales fueron sacrificados 10 semanas después de la instalación del implante, y el análisis histomorfométrico se realizó con el fin de medir el grado de osteointegración. Todos los implantes mostraron un valor medio del par de inserción de  $18,12 \pm 6,53$  Ncm y una mayor estabilidad primaria al inicio del estudio con un valor ISQ de 70.

No hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos inmediatamente después de la implantación, debido a que los perros experimentales tenían calidad ósea de tipo II y III en las mandíbulas y porque los implantes se fijaron por completo en todos los grupos. Así mismo se obtuvo una alta estabilidad primaria del implante en todas las regiones de la mandíbula.

En este estudio, el tratamiento de la superficie tuvo efectos insignificantes y no afectó a la estabilidad del implante en un hueso compacto (mandíbula perro). Se necesitan más estudios para confirmar los efectos de microhilos sobre la estabilidad del implante en el hueso.

Dos Santos y cols en el 2011 (22) realizaron un estudio en el que tuvieron como objetivo analizar la influencia del diseño y la morfología superficial de los implantes dentales en la estabilidad primaria. El análisis de torque de inserción y la resonancia de frecuencia (RFA) fueron los parámetros utilizados para medir la estabilidad primaria de los implantes. Cuarenta y cinco implantes dentales (Conexão Sistemas e protese, São Paulo, Brasil) con forma cilíndrica o diseños cónicos y tres acabados superficiales (mecanizadas, al ácido y anodizado) se utilizaron en este estudio. Todos los implantes utilizados tuvieron 13mm de longitud y 5mm de diámetro. Éstos se insertaron en polietileno de alto peso molecular (HMWPE). El UHMWPE (Ciplast, Río de Janeiro, Brasil) presenta una mejor homogeneidad de hueso esponjoso o cortical, y posee una

densidad y dureza cercanos a los de hueso cortical de la mandíbula. El torque de inserción se cuantificó por un conductor de par digital (Lutron electrónico Enterprise Co., Taipei, Taiwán) y la frecuencia de resonancia se midió con Osstell. Los implantes mecanizados mostraron torques de inserción más pequeñas que las superficies de implantes tratados. No hubo diferencias entre las mediciones de RFA en todas las superficies ensayadas. Los análisis estadísticos demostraron que no había correlación entre el par de inserción del implante dental y la estabilidad primaria medido por la RFA. Los implantes con superficies tratadas mostraron una mayor rugosidad, un coeficiente de fricción más alto, y exigieron un torque de inserción mayor que los implantes mecanizados. Los resultados de los coeficientes de rugosidad de la superficie de fricción están en conformidad con los resultados del torque de inserción. La diferencia, de los valores de par de inserción, entre implantes cónicos y cilíndricos, se puede explicar por la diferente área de superficie de contacto entre la geometría de rosca de estos implantes.

Se concluyó que, el par máximo la inserción del implante depende de la geometría del implante, forma de rosca, y la morfología de superficie del implante. La colocación de implantes cónicos con superficies tratadas requiere un par más alto de inserción. No hubo correlación entre la RFA y el torque de inserción.

Toyoshima y cols en su estudio realizado en el 2011 (16), tuvieron como principal objetivo evaluar la estabilidad primaria de dos implantes autorroscantes híbridos (implantes Straumann Bone Level, implantes Straumann Tapered Effect) en comparación con un implante cilíndrico no autorroscante (implantes Straumann® Standard Plus). Se utilizaron bloques de hueso de cresta iliaca de porcinos de 10mm de espesor. Para cada tipo de implante, se insertaron los primeros 5 de cada grupo, según las indicaciones del fabricantes, y los otros cinco fueron insertados con la perforación subdimensionada.

Las mediciones se llevaron a cabo con Periotest, RFA y ensayo de empuje, cada una por triplicado.

Como resultado del estudio se concluye que los implantes autorroscantes híbrido podría lograr una alta estabilidad primaria para su uso en el hueso de baja densidad, ya que sugiere suficientemente mayor osteointegración.

Las mediciones de par máximo de inserción y la prueba de empuje de salida demuestran adecuadamente la mejora de la estabilidad primaria. La medición de Periotest revela la utilidad de la perforación sub-dimensionada para la mejora de la estabilidad primaria en el hueso esponjoso. Los datos clínicos tienen que mostrar si se puede lograr un beneficio significativo de la perforación sub-dimensionada en el éxito del implante.

Kim y cols en el 2011 (23), realizaron un estudio en el que se buscaba evaluar la influencia de las cuchillas autorroscantes en implantes. Para ello se evaluó dos tipos de implantes, autorroscantes y no autorroscantes. La diferencia de estos fue la presencia de cuchillas de corte en una mitad de la porción apical del implante.

Como material alternativo al hueso de la mandíbula humana, se utilizó bloques de poliuretano (Sawbones Pacífico Research Laboratories Inc., Washington, DC, EE.UU.) con una calidad de hueso tipo II, la cual tiene una capa gruesa de hueso cortical rodeando el hueso esponjoso denso.

Para este estudio fueron necesarios un total de 60 implantes de 10x4mm, 30 de estas tenían cuchilla autorroscante y 30 sin cuchilla. Los implantes se insertaron de manera perpendicular a la superficie del bloque. El torque de inserción se registró en el mismo momento de la inserción, ya que estaba conectado al dispositivo que instalaba los implantes. Estas mediciones se repitieron 10 veces en cada grupo.

El AFR se realizó utilizando Osstell. Las mediciones se tomaron por bucal, lingual, mesial y distal; se promediaron estas medidas para así obtener el valor ISQ. Posteriormente se utilizó un indicador de par (MGT 12; 10 Mark-Co, Copiague, NY, EE.UU.) con la finalidad de desenroscar los accesorios de implantes. El par de extracción se define como el par mínimo necesario para desenroscar por completo la fijación del implante y retirarlo. El controlador de par permite la lectura directa del par de extracción. Se compararon el valor de par de torsión de inserción y el valor de par de extracción.

Como resultado se obtuvo que hay un valor medio más alto para el implante sin cuchillas, que para los implantes que si lo tenían. Estas diferencias fueron estadísticamente significativas entre los dos grupos. Sin embargo, el AFR de los valores ISQ mostro casi los mismos valores. El valor medio ISQ fue de 68,3 +- 0.9 para los implantes con cuchillas autorroscantes, y 68,2 +- 0.9 para los implantes sin cuchillas. No se encontró diferencias estadísticamente significativas en el valor ISQ entre los dos grupos.

Huang y cols (24) realizaron un estudio in vitro en el año 2011, en el que se buscó evaluar los efectos del espesor del hueso cortical y hueso trabecular, que rodea un implante de carga inmediata. Así como también, examinar las correlaciones entre la estructura ósea y los siguientes índices de estabilidad primaria del implante, el valor del par de inserción (ITV), el valor del Periotest (VPT), y el cociente de la estabilidad del implante (ISQ).

Estos tres valores se midieron en 24 modelos de hueso de la mandíbula artificial que representan el hueso cortical con cuatro espesores (0, 1, 2 y 3 mm) y hueso trabecular. Dos eran las condiciones de carga aplicada (fuerza de 130 N aplicada verticalmente y lateralmente a 451), y las tensiones en la región de la cresta se midieron mediante medidores de tensión roseta con un sistema de adquisición de datos.

El hueso sintético tenía una forma rectangular con dimensiones de 38x20x42cm.

Se prepararon tres muestras de cada combinación de hueso artificial de espuma para la implantación.

La medición del ITV se tomó mediante la inserción de un implante autorroscante de 3.75x13mm en un agujero piloto de 3.2mm de diámetro en la muestra de bloque óseo utilizando un torque digital. Después de colocado el implante, se utilizó el Osstell para medir el ISQ. El transductor se mantuvo perpendicular al implante y se atornilla a mano en el cuerpo del implante según lo recomendado por el fabricante.

Posteriormente se colocara un pilar temporal de 6mm de longitud, para medir la movilidad del implante con Periotest. La punta de este dispositivo se colocó perpendicularmente a 2mm del pilar, y se impactó el implante en 4 veces por

segundo, durante 4 segundos. Tanto ITV, ISQ como el VPT fueron medidos hasta en 3 oportunidades para cada muestra.

Se concluye que el efecto del espesor del hueso cortical en la ITV e ISQ aumenta, pero que en VPT disminuye cuando el hueso cortical es más grueso.

Trisi y cols desarrollaron un estudio en el 2011 (25), en el cual se buscaba determinar in vitro la correlación existente entre el movimiento de los micro implantes roscados Branemark y el torque de inserción en el hueso de diferentes densidades.

Para ello fue necesario usar muestras de medula fresca de vacuno de tres densidades diferentes, duro, media y blando, y de medidas de 2x2cm. Además se utilizaron 150 implantes hexagonales Branemark de 3.75mm de diámetro y 9mm de longitud. Para atornillar los implantes, se utilizó un manual de claves personalizado, con control digital para evaluar los picos de torque de inserción. Se presentaron 10 implantes para cada par, 20, 35, 45, 70 y 100 N/cm.fg

Posteriormente se pasan las muestras de hueso para ser fijadas en un dispositivo de carga, donde recibirán una fuerza horizontal de 25 N para ser evaluados los micromovimientos que se puedan producir.

Los resultados indican que el torque de inserción pico y el micromovimiento del implante se correlacionan estadísticamente, y las diferencias estadísticamente significativas en hueso duro y en hueso medio se encontró en comparación con hueso blando. En hueso blando, se pudo observar un movimiento imperceptible significativamente mayor que el umbral de riesgo, y que no era posible llegar a un pico de torque de inserción superior a 35 N / cm. En el hueso duro y el hueso medio, el micromovimiento está por debajo del umbral de todos los pares de torsión de inserción.

Se concluyó que, en hueso blando, el micromovimiento fue alta; por lo tanto, la carga inmediata de los implantes en el hueso de baja densidad se debe evaluar con cuidado.

En el estudio realizado por Levin y cols en el 2012 (26), se extrajeron premolares mandibulares en 2 perros mestizos, y los implantes dentales se

insertaron en los alvéolos de extracción reciente. Los implantes fueron evaluados para la estabilidad usando un dispositivo de análisis de frecuencia de resonancia inmediatamente después de la inserción y después de 4 y 8 semanas. Culminada las 8 semanas, se sacrifican a los animales y se realiza el estudio histológico. La media de estabilidad en la colocación del implante fue de 64,38 (5,03) y 74,5 (3,08). . El valor medio-hueso-implante a las 8 semanas fue 38,89% (7,65%). Se concluye que, los implantes examinados, mostraron buenos resultados, por lo que podría ser utilizado para carga inmediata.

En el estudio realizado por Orsini y cols. en el 2012 (27), se evaluaron dos perfiles diferentes de implantes para evaluar la influencia del paso de rosca en el proceso de osteointegración en el hueso de baja densidad y altura limitada. Se hizo la prueba de osteointegración después de 0 días, 4 y 8 semanas en un modelo de cresta iliaca de oveja. Los dos implantes diferentes se analizaron con pruebas biológicas y biomecánicas. Los hallazgos mostraron que la estabilidad primaria y posterior integración endoósea temprano en hueso de baja densidad podrían mejorarse mediante una reducción del paso de rosca. Se pudo observar un mejor rendimiento del perfil incluso en un tiempo de curación temprana cuando la integración biológica posterior se mejoró no solo en términos de una mayor cantidad de hueso recién depositado sino también la distribución geométrica regular y madura más de tejido óseo en la interfaz. Estos resultados confirmaron que, cuando la estabilidad primaria es una preocupación, como en el caso de presentar hueso esponjoso, aumentando el área de superficie del implante mediante el uso de implantes con menor terreno de juego podría ser beneficioso.

Hong y cols en el 2012 (19) realizaron un estudio en el que se combinaron dos tipos diferentes de bloques de espuma rígida de poliuretano sólidas, como una alternativa para el hueso de la mandíbula humana, con diferentes densidades. Se decidió simular el espesor del hueso cortical del sector posterior en 1,5 mm. El primer grupo de bloques de poliuretano sustituiría al hueso cortical y hueso esponjoso, y el segundo grupo solo sustituiría al hueso esponjoso. Se utilizaron

un total de 60 implantes de conexión externa con diferentes longitudes (7, 10 y 13 mm). Se realizó el AFR para medir la estabilidad primaria del implante (ISQ) y se repitieron 10 veces para cada grupo.

Este estudio mostró claramente la diferencia en la estabilidad primaria que existe entre las longitudes de los implantes con respecto a la presencia / ausencia de hueso cortical.

Los resultados indican que la presencia de hueso cortical puede influir en el AFR de los implantes dentales y una superficie de contacto de hueso artificial de implante puede dar lugar a cambios de FR más obvias. Es decir, los valores ISQ obtenidos de diferentes longitudes de implante están fuertemente relacionados con el área de superficie total de la fijación del implante.

Según las evaluaciones cuantitativas biomecánicas, se demostró claramente que la estabilidad primaria del implante parece estar influenciada por la presencia de una placa cortical y la superficie total de la fijación del implante parece ser el determinante decisivo para el valor ISQ.

Gulay y cols hicieron un estudio en el 2012 (28) en el que se usaron seis implantes dentales de una etapa con conexión hexagonal interna y seis implantes dentales de dos etapas, 4,1 mm de diámetro y 11,5 mm de longitud. Éstos se insertaron bilateralmente en la zona del primer premolar, segundo premolar y regiones primeros molares de los 6 modelos autopolimerizables transparentes de acrílico de resina mandibulares. Después de eso, los defectos óseos circulares periimplantares fueron creados en incrementos milimétricas que oscilan entre 0 y 5 mm en la misma medida en todos los implantes. Los valores de coeficiente de estabilidad de los implantes disminuyeron de forma significativa en los implantes de una etapa y dos etapas cuando los defectos periimplantares aumentaron. Los valores del cociente de estabilidad del implante similares se encontraron para ambos tipos de implantes; sin embargo, valores significativamente más bajos se observaron para los implantes sumergidos.



Lan y cols realizaron un estudio en el 2012 (2), cuyo propósito fue determinar cómo seleccionar la forma de rosca adecuada y el tono para disminuir la concentración de esfuerzos y mejorar la estabilidad, utilizaron hueso de humano seco y se construyeron cinco modelos de elementos finitos 3D para simular las tensiones óseas inducidas por el cuerpo del implante. Los implantes tuvieron dos formas de rosca; triangular y trapezoidal. La primera con pasos de rosca de 0,8; 1,2 y 1,6. La segunda con pasos de rosca de 1,2 y 1,6. Se ejerció una carga de mordida de 143N en forma vertical y oblicua a la fosa central oclusal de la corona.

En el período postoperatorio inmediato, la estabilidad inicial de un implante introducido es una consecuencia directa de las restricciones geométricas impuestas por la rosca del implante. En este estudio, los implantes de rosca trapezoidal tenían interfaz más grande hueso-implante, lo que es beneficioso en la estabilidad primaria.

Para los casos clínicos que requieren una mayor interfaz hueso-implante, un implante trapezoidal con un paso de rosca de paso de 1,6 mm proporciona una mejor estabilidad primaria y una menor concentración de esfuerzo del hueso bajo diferentes direcciones de carga.

Markovic y cols en el 2013 (10) evaluaron un total de 53 pacientes (25 mujeres y 28 hombres), con una edad media de 43,9 años. La región molar del maxilar superior debía cumplir características como, la altura del hueso subantral  $> 12$  mm, anchura de la cresta alveolar residual  $> 6,2$  mm, y la densidad ósea de la D3 o D4 según la clasificación de Lekholm y Zarb. Se estudiaron un total de 102 implantes, 51 autorroscante BlueSky los cuales tenían cuello acanalado y 51 no autorroscante Standard Plus con cuello pulido, ambos de 10x4.1mm, los cuales se colocaron en el sector posterior del maxilar superior con un torque de inserción de 35 Ncm. Las mediciones se realizaron con Osstell. Seis implantes fueron excluidos debido a su baja estabilidad primaria, así pues se analizaron los datos de un total de 96 implantes.

En todos los grupos de estudio, hubo una disminución en la estabilidad del implante de la primera a la cuarta semanas de seguimiento, y los valores mínimos se registraron en la cuarta semana. A partir de la sexta semana, se

pudo observar que la estabilidad de los implantes iba aumentando de forma constante hasta la semana 12.

No hubo diferencias significativas entre las mediciones de estabilidad primaria cuando se compararon los implantes autorroscante y no autorroscantes. Los implantes autorroscantes colocados después de la perforación del hueso logran significativamente mayor estabilidad que el no autorroscante durante todo el período de seguimiento. Los implantes colocados después de condensación de hueso, consiguen significativamente mayor estabilidad inmediatamente después de la cirugía, así como durante todo el período de observación de 12 semanas en comparación con los implantes colocados siguientes a la perforación ósea, así también en hueso de baja densidad.

En el grupo de los implantes autorroscantes, se observó aumento de la estabilidad a partir de la segunda semana después de la condensación ósea.

Los datos concluyentes de este estudio sugieren que la perforación del hueso no es tan poderosa en la mejora de la estabilidad del implante, y después de esta técnica, el uso de implantes autorroscantes es muy recomendable. La optimización de la estabilidad del implante en hueso blando se puede lograr mediante la técnica de condensación ósea lateral, independientemente de implante macro-diseño.

En el año 2014, Riberiro-Rotta y cols (29) realizaron un estudio in vivo en el que se evalúa la asociación entre el hueso, aspectos de la microarquitectura del hueso diferentes sitios de implante de maxilar y la mandíbula humana, las clasificaciones de tejido óseo subjetivas y medidas de estabilidad primaria del implante.

Se utilizaron 46 implantes Titamax en un total de 32 pacientes. Se obtuvieron medidas de estabilidad primaria del implante inmediatamente después de la inserción del implante y durante los procedimientos utilizando Osstell.

Los valores iniciales encontrados estaban dentro de los límites recomendados en la literatura (ITV > 40N; ISQ > 60) para alcanzar una estabilidad óptima del implante. Estos resultados sugieren que el ITV predice mejor la estabilidad mecánica en la interfaz hueso-implante de ISQ, y no recomendó AFR como una sola indicador para la cuantificación de la estabilidad del implante.

La estabilidad primaria del implante está determinada principalmente por el factor densidad de hueso. ITV podría ser un buen indicador de la estabilidad del implante, mientras que las mediciones ISQ tienen algunas limitaciones y no deben ser utilizados solos.

En el estudio realizado por Deli y cols en el 2014 (30), se evaluaron un total de 216 implantes de tornillo cilíndricos en 216 pacientes. Los implantes se colocaron en las zonas de ambos huesos, curado no regenerado (grupo HB, N = 98) y hueso regenerado (grupo Rb, N = 118).

Las mediciones RFA se tomaron en el momento de la colocación del implante (E1), en el momento de la carga, es decir, 4 meses después de la colocación (E2), y de nuevo a los 4 meses después de la carga (E3). Las mediciones se realizaron antes de la colocación del pilar y la corona en E2, y el pilar y la corona fueron removidos tanto antes de tomar las mediciones en el E3.

El 57% de los implantes se colocaron en el maxilar superior, el 79% de los implantes se colocaron en las zonas con la calidad del hueso tipo II, y el resto se coloca en las zonas con la calidad del hueso tipo III.

La tasa de supervivencia de los implantes fue del 100%.

El análisis multivariado indicó que el área de la colocación del implante, la calidad del hueso, y el grupo experimental afectó significativamente IST en E1. Los implantes colocados en el sector anterior del maxilar superior tuvieron valores más bajos con respecto a los implantes en premolar inferior, debido probablemente a las propiedades anatómicas y físicas del hueso mandibular como puede ser mayor cantidad de hueso cortical. Así mismo se observó que hay una relación entre la calidad ósea más baja con los valores bajos de estabilidad.

Los cambios en la estabilidad entre los 3 tiempos de evaluación fueron similares. El incremento medio de ISQ fue mayor con los implantes de 13 mm de largo de lo que era con los implantes de 10 mm de largo.

Los resultados de este estudio no permiten una conclusión definitiva acerca del efecto de la calidad del hueso. Sin embargo sugieren que el área de la colocación del implante puede afectar a la estabilidad de la mayoría en E1, con una posible influencia en E2 y E3.

La longitud del implante y el diámetro parecen afectar a la estabilidad en el momento de la carga y al menos 4 meses a partir de entonces.

En el estudio realizado en el 2015 por Sun-Young Lee y cols (31). Se utilizaron implantes AnyRidge (Megagen Co. Ltd., Kyungsan, Corea) rugosas para este estudio. Los implantes tenían varias longitudes, diámetros y profundidades de rosca. Se seleccionaron los implantes que poseen la misma longitud y diámetro interior pero con diferentes diámetros exteriores. Tenía un diámetro de perfil de 5 mm, una altura del manguito de 3 mm, y una longitud de 5,5 mm para los grupos A y B y un diámetro de perfil de 6 mm, una altura del manguito de 3 mm, y una longitud de 7 mm para los grupos C y D. Se utilizaron Bloques de poliuretano rígidas sólidos como una alternativa a la del hueso esponjoso humano. El implante y el pilar EZ Post fueron apretados con el par recomendado (30 Ncm). Se concluyó que un aumento de la estabilidad primaria puede aumentar la estabilidad biológica a través de la regeneración ósea y la remodelación entre el hueso circundante y el implante. Los implantes dentales con la profundidad del dibujo más profundo pueden conducir a la osteointegración exitosa y disminuir el fracaso del implante en áreas de hueso de mala calidad.

En el año 2015, Kashi y cols (32) desarrollaron un estudio con el objetivo de evaluar la estabilidad primaria de los implantes de titanio con un diseño de rosca progresiva y una mayor estabilidad en los hilos de rosca apical colocados en materiales óseos artificiales. Un total de 120 implantes fueron colocados en bloques de hueso compuesto de poliuretano. Las angulaciones que fueron elegidos para colocar los implantes en huesos tipo II y IV fueron 0, 10 y 20 grados, respectivamente. Las dimensiones del implante eran de 11 mm de longitud y 3,5 mm de diámetro. Dos operadores colocaron todos los implantes, y un examinador independiente evaluaron la estabilidad primaria utilizando los dispositivos de Osstell y Periotest.

Finalmente se mostró que no había una diferencia estadísticamente significativa ( $P = 0,02$ ) de los valores de estabilidad primaria, cuando se mide

utilizando los valores Periotest, entre los 3 angulaciones en ambas calidades óseas. Los implantes inclinados con angulación de 10 grados, tenía una mejor estabilidad que los implantes colocados de forma convencional. La estabilidad primaria de los implantes dentales es mayor para los implantes colocados en el tipo II en comparación con el tipo IV hueso artificial.

# **3. JUSTIFICACION, OBJETIVOS E HIPÓTESIS**

### **3.1 JUSTIFICACIÓN**

Esta investigación se llevó a cabo con el fin de evaluar la estabilidad primaria de cada diseño de implante, doble hélice y hélice única, implantadas en costillas de cerdo, y tomando las mediciones de éstas con dos sistemas diferentes.

Así mismo, debido a que no se encontraron estudios sobre el estudio de la estabilidad primaria de los implantes de estos dos diseños, el presente estudio pretende aportar más información sobre este tema para mejorar el conocimiento.

### **3.2 OBJETIVOS**

#### **3.2.1 Objetivo principal**

- Determinar cuál de los dos diseños de implante utilizados en el estudio, tiene más estabilidad primaria.

#### **3.2.2 Objetivos secundarios**

- Determinar cuál de los dos diseños de implante utilizados en el estudio, tiene mayor estabilidad primaria, evaluados con Osstell.
- Determinar cuál de los dos diseños de implante utilizados en el estudio, tiene mayor estabilidad primaria, evaluados con Periotest.

### **3.3 HIPÓTESIS**

- Hipótesis Nula: No hay diferencias en la estabilidad primaria de los implantes de doble hélice y hélice única.
- Hipótesis alternativa: Si hay diferencias en la estabilidad primaria de los implantes de doble hélice y hélice única.





# **4. MATERIALES Y MÉTODO**

## 4.1 DISEÑO DEL ESTUDIO Y METODOS

### 4.1.1 Diseño del estudio:

- Estudio experimental in vitro.

### 4.1.2 Localización:

- Laboratorio de la facultad de Odontología Universidad Complutense de Madrid, supervisado por el Dr. Juan López Quiles.

### 4.1.3 Espécimen:

- Bloques de costillas de cerdo.

### 4.1.4 Técnica de muestreo:

- Se realizaron 60 mediciones a los implantes en costillas de cerdo con Osstell y Periotest para medir la estabilidad primaria.

### 4.1.5 Tamaño muestral:

- 30 implantes de hélice única Radhex de 12x4mm.
- 30 implantes de doble hélice Radhex de 12x4mm.

### 4.1.6 Variables independientes:

- Implantes de doble hélice Radhex
- Implantes de hélice única Radhex

### 4.1.7 Variables dependientes:

- Estabilidad primaria.

## **4.2 RECOGIDA DE DATOS**

Todos los datos obtenidos de las medidas realizadas con Osstell y Periotest fueron llenadas correctamente en el cuadro correspondiente, así como la densidad ósea y sus respectivas medias. Así también se contó con un cuadro de observaciones en el que colocó el tipo de densidad que tuvo el hueso donde se encuentran los implantes.

El cuadro de recogida de datos se puede observar en el Anexo 1.

## **4.3 ADMINISTRACION DEL ESTUDIO Y ASPECTOS ETICOS**

### 4.3.1 Responsable del proyecto y del centro.

- Universidad Complutense de Madrid. Área de Cirugía Bucal y Maxilofacial.
- Tutor: Dr. Juan López-Quiles, durante el curso académico 2015-2016.

## **4.4 RECURSOS Y PRESUPUESTO**

### 4.4.1 Recursos humanos:

- Cirujano especializado en la clínica universitaria.
- Explorador: Lesly Carolina Chuquispuma Bustos y Dr. Juan López-Quiles (tutor).

### 4.4.2 Instalaciones físicas:

- Laboratorio del Departamento de Estomatología III de la Universidad Complutense de Madrid.

### 4.4.3 Medios físicos y materiales:

- 30 Costillas frescas de cerdo cortadas en 20cm.
- 30 Implantes de doble hélice de 12x4mm Radhex.
- 30 Implantes de hélice única de 12x4mm Radhex.
- Osstell AB, Göteborg, Sweden

- Periotest, Alemania
- Destornillador manual o de contraángulo.
- Llave de roscado.
- Llave de carraca.
- Fresa de iniciación de cavidad o lanza: Destinada determinar el centro de fresado, marcando una guía para las siguientes.
- Fresas escalonadas y finales: El acabado de la cavidad en huesos de escasa densidad (tipo 3 y tipo 4) se puede realizar con la fresa escalonada, ya que el implante actúa como condensador y conformador de rosca (auto roscado).

#### 4.4.4 Presupuesto del material fungible e inventariable necesario para llevar a cabo el proyecto.

- El costo total del proyecto, el cual incluye tanto los implantes dentales como los instrumentos necesarios para su implantación y la evaluación de la estabilidad, así también como el análisis estadístico, fueron detallados en el siguiente cuadro:

Implantes Dentales Radhex (60)	0 € (Donación de la Casa Comercial)
Costillas de cerdo (30)	100 €
Osstell (1)	0 € (Préstamo de la Casa Comercial)
Periotest (1)	0 € (Préstamo de la Casa Comercial)
Análisis estadístico	400 €
<b>TOTAL</b>	<b>500 €</b>

**Tabla 1: Presupuesto necesario para llevar a cabo el proyecto.**

#### 4.4.5 Plan de financiación:

Se presentó un protocolo a la casa comercial con el fin de contar con los recursos materiales para la realización de este proyecto:

- Implantes de doble hélice Radhex.
- Implantes de hélice única Radhex.
- Instrumental para implantes.

- Instrumento de medición de Estabilidad.

## **4.5 PLAN DE ESTUDIO: LINEA DE TIEMPO**

### 4.5.1 Protocolo quirúrgico:

La distancia entre implantes será de 10mm. Un total de 60 implantes se colocaron en las costillas frescas de cerdo. Todos los implantes se colocaran en áreas similares de las costillas, ya que la parte medial de estas tienen menos densidad que la parte dista, para así poder comparar la densidad ósea. Antes de la colocación de los implantes, el investigador sería calibrado colocando 3 implantes adicionales de cada diseño de acuerdo a las instrucciones del fabricante.

Un observador independiente, cegado con respecto al estudio, evaluó la precisión de su colocación. Los implantes se colocaron de acuerdo a las instrucciones del fabricante siguiendo la secuencia completa de fresado para cada tipo de diseño de implante. Es así que se inició con una fresa lanza para abrir la cavidad, y posteriormente se utilizó las 2 fresas recomendadas por la casa comercial para la ampliación de la cavidad, dichas fresas tienen un tope el cual no permite avanzar más allá de la medida exacta del implante.

La calidad ósea de las costillas se evaluó por el sistema informático EZ 3D Plus, el cual tomó las medidas adyacentes a las zonas experimentales.

### 4.5.2 Evaluación de la estabilidad primaria:

Después de la colocación de los implantes, la estabilidad primaria se midió utilizando Osstell y Periotest. Para cada diseño de implante, se introdujo un transductor adecuado en el cuerpo del implante.

En el caso de Osstell las mediciones se tomaron en dos direcciones diferentes del implante, siempre formando entre ellas un ángulo de 90°.

Para Periotest, las mediciones se hicieron en tres direcciones diferentes, en este caso puede ser cualquier lado del implante.

Una vez conseguido los datos, se sacó la media de cada implante determinando de esta manera el valor final de estabilidad de cada implante.

#### 4.5.3 Análisis estadístico:

Para el tratamiento de los datos se ha utilizado el programa estadístico de Dyane Versión 4.

#### 4.5.4 Esquema visual de la evolución del proyecto.

MES	MARZO	ABRIL	MAYO	JUNIO	JULIO
Protocolo de Investigación	X				
Entrega a casa comercial		X			
Ejecución de la investigación			X	X	
Análisis Estadístico					X

**Tabla 2: Evolución del proyecto.**

## 4.6 PLAN DE DISEMINACION DE RESULTADOS

Programar posibles publicaciones y hacer una preselección de las posibles revistas. Discutir posibles repercusiones en los protocolos clínicos de los resultados.

# **5. RESULTADOS**

## 5.1 RECOGIDA DE DATOS

COSTILLA I	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	72	80	76	-4,8	-2,5	-2,9	-3,40	806	612	709	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	64	76	70	-3,8	-2,4	-2	-2,73	402	388	395	D3
COSTILLA II	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	75	73	76	-3,1	-4,6	-2,7	-3,47	369	364	366,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	73	70	71,5	-4,3	-4,1	-2,9	-3,77	307	350	328,5	D4
COSTILLA III	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	73	84	78,5	-3,6	-2,5	-5,5	-3,87	546	518	532	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	78	75	76,5	-3	-2,4	-3,3	-2,90	478	495	486,5	D3
COSTILLA IV	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	75	58	66,5	-4,7	-3,7	-5,4	-4,60	445	547	496	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	64	70	67	-4	-5,3	-4,2	-4,50	567	698	632,5	D3
COSTILLA V	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	67	75	71	-4,8	-2,1	-3,1	-3,33	581	725	653	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	64	78	71	-4,9	-3,4	-6,1	-4,80	464	665	564,5	D3



COSTILLA VI	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	77	78	77,5	-4,9	-5,8	-5,3	-5,33	565	560	562,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	46	49	47,5	-2	-3,3	-2,7	-2,67	604	535	569,5	D3

COSTILLA VII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	74	74	74	-5,4	-6,6	-6,4	-6,13	522	543	532,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	67	62	64,5	-5,9	-6	-6,1	-6,00	362	383	372,5	D3

COSTILLA VIII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	48	49	48,5	-4,6	-6,9	-6,8	-6,10	489	552	520,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	60	51	55,5	-4,6	-5,9	-5,4	-5,30	400	535	467,5	D3

COSTILLA IX	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	75	67	71	-5,8	-5	-3,7	-4,83	437	479	458	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	65	55	60	-3,5	-2,5	-3,2	-3,07	505	652	578,5	D3

COSTILLA X	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	59	71	65	-4,9	-6,7	-7	-6,20	419	490	454,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	58	49	53,5	-4,1	-6,3	-4,7	-5,03	444	348	396	D3

COSTILLA XI	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	57	57	57	-3,9	-2,1	-6,2	-4,07	647	337	492	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	35	35	35	-4,9	-4,8	-3,2	-4,30	451	505	478	D3

COSTILLA XII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	56	39	47,5	-4,1	-3,2	-6,2	-4,50	630	509	569,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	62	58	60	-3,7	-5,3	-5,3	-4,77	519	471	495	D3

COSTILLA XIII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	61	60	60,5	-5,4	-2,1	-3,7	-3,73	651	667	659	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	41	51	46	-4,6	-2,9	-4,3	-3,93	691	664	677,5	D3

COSTILLA XIV	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	48	48	48	-6,2	-3,9	-5,5	-5,20	705	638	671,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	43	59	51	-5,5	-2,1	-3,1	-3,57	962	1023	992,5	D2

COSTILLA XV	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	70	56	63	-4,6	-2,1	-3,2	-3,30	573	528	550,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	73	62	67,5	-5,6	-2,6	-2,1	-3,43	378	442	410	D3

COSTILLA XVI	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	71	49	60	-5,7	-2,2	-1,5	-3,13	558	564	561	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	44	65	54,5	-4,5	-5,2	-4,2	-4,63	488	487	487,5	D3

COSTILLA XVII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	75	76	75,5	-4,6	-1,1	-0,4	-2,03	764	780	772	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	64	65	64,5	-5,3	-1,9	-1	-2,73	772	475	623,5	D3

COSTILLA XVIII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	82	75	78,5	-5,2	-3,7	-6,7	-5,20	322	334	328	D4
PHIA 12X4 (Doble hélice)	55	68	61,5	-3,8	-4,7	-5,5	-4,67	434	586	510	D3

COSTILLA XIX	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	68	64	66	-0,9	0,7	0,5	0,10	324	351	337,5	D4
PHIA 12X4 (Doble hélice)	74	77	75,5	-3,5	-2,7	-5	-3,73	391	591	491	D3

COSTILLA XX	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	80	81	80,5	-6,5	-2,9	-6,2	-5,20	563	416	489,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	66	57	61,5	-5,7	-4	-5,1	-4,93	380	416	398	D3

COSTILLA XXI	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	78	83	80,5	-4,9	-1,2	-0,6	-2,23	432	595	513,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	70	57	63,5	-5,9	-2,1	-3,4	-3,80	370	444	407	D3

COSTILLA XXII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	76	76	76	-5,2	0,7	-1,4	-1,97	744	627	685,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	80	80	80	-6,4	-1,8	-1,7	-3,30	570	634	602	D3

COSTILLA XXIII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	69	68	68,5	-7	-6,3	-6,8	-6,70	658	425	541,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	67	51	59	-3,9	-5,2	-5,2	-4,77	397	252	324,5	D4

COSTILLA XXIV	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	67	75	71	-5,3	-5,1	-6,8	-5,73	574	507	540,5	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	69	59	64	-4,8	-5,6	-5,6	-5,33	368	350	359	D3

COSTILLA XXV	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	66	65	65,5	-4,8	-6,4	-6,4	-5,87	551	431	491	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	53	53	53	-6,2	-8	-7,4	-7,20	468	485	476,5	D3

COSTILLA XXVI	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	53	75	64	-6	-5,6	-4,1	-5,23	885	591	738	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	52	66	59	-4,9	-4,3	-4,7	-4,63	456	637	546,5	D3

COSTILLA XXVII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	80	72	76	-4,9	-5,5	-3,1	-4,50	475	571	523	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	69	46	57,5	-4	-6	-2,7	-4,23	555	637	596	D3

COSTILLA XXVIII	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	75	66	70,5	-5,3	0,2	-3	-2,70	604	524	564	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	65	53	59	-6,2	-5,1	-1,5	-4,27	616	437	526,5	D3

COSTILLA XXIX	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	78	64	71	-4,8	-6,2	-6,1	-5,70	387	359	373	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	64	67	65,5	-5,6	-6,4	-4,6	-5,53	400	350	375	D3

COSTILLA XXX	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad ósea			Observaciones
	0º	90º	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)	77	53	65	-5,1	-7,1	-6,4	-6,20	501	365	433	D3
PHIA 12X4 (Doble hélice)	72	53	62,5	-5,6	-4,8	-6,4	-5,60	288	372	330	D4

## 5.2 ANALISIS ESTADISTICO

Se aplica el test estadístico T Student para dos muestras independientes, para el caso de la medición Osstell el test arroja los siguientes resultados:

### TEST T DE MEDIAS DE MUESTRAS INDEPENDIENTES

Variable	Nº de casos	Media aritmética	Desviación estándar	Error estándar de la media
PHI12X4 (OSSTELL)	30	68.2833	9.3308	1.7036
PHIA12X4(OSSTELL)	29	61.5862	9.5170	1.7673

T de Student	2.7293
Grados de libertad	57
Significación (2 colas)	<b>p = 0.0063</b>

La **p = 0.0063 rechaza** la hipótesis nula de no diferencias en la estabilidad primaria de los implantes de doble hélice y hélice única Radhex.

Es decir, **se acepta** la hipótesis alternativa de que si existen diferencias significativas en las mediciones de PHI y PHIA, ya que los implantes de hélice única tuvieron mayor estabilidad que los implantes de doble hélice.

Para el caso de de la medición Periotest, se aplica la T Student para dos muestras independientes, el estadístico arroja los siguientes resultados:

### TEST T DE MEDIAS DE MUESTRAS INDEPENDIENTES

Variable	Nº de casos	Media aritmética	Desviación estándar	Error estándar de la media
PHI12X4(PERIOTEST)	30	-4.3450	1.5860	0.2896
PHIA12X4(PERIOTEST)	29	-4.3638	1.0737	0.1994

T de Student	0.0531
Grados de libertad	57
Significación (2 colas)	<b>p = 0.9576</b>

Para esta medición (Periotest), el valor de **p=0.9576 confirma** la hipótesis nula y **rechaza** la hipótesis alternativa. Es decir que no existen diferencias significativas en la medición Periotest entre los implantes PHI y PHIA.

Para el caso de la medición de la densidad ósea, se aplica la T Student para dos muestras independientes, el estadístico arroja los siguientes resultados:

### TEST T DE MEDIAS DE MUESTRAS INDEPENDIENTES

Variable	Nº de casos	Media aritmética	Desviación estándar	Error estándar de la media
PHI12X4(DENSIDAD OSEA)	30	537.2667	112.8581	20.6050
PHIA12X4(DENSIDAD OSEA)	29	479.4655	100.3973	18.6433

T de Student	2.0759
Grados de libertad	57
Significación (2 colas)	<b>p = 0.0379</b>

La **p = 0.0379 rechaza** la hipótesis nula de no diferencias en la estabilidad primaria de los implantes de doble hélice y hélice única Radhex.

Es decir, confirma que si existen diferencia significativas en las mediciones de la densidad ósea de PHI y PHIA, con lo cual, **se acepta** la hipótesis alternativa.



Así mismo, se realizó la comparación PHI vs PHIA en el grupo de hueso D3, según los resultados de Osstell.

### TEST T DE MEDIAS DE MUESTRAS INDEPENDIENTES

Variable	Nº de casos	Media aritmética	Desviación estándar	Error estándar de la media
PHI OSTELL D3	28	68.0036	9.4526	1.7864
PHIA OSSTELL D3	26	61.2692	9.8542	1.9326

T de Student	2.5629
Grados de libertad	52
Significación (2 colas)	<b>p = 0.0104</b>

La **p = 0.014 rechaza la hipótesis nula** de no diferencia entre PHI y PHIA en densidad ósea D3, según resultados de Osstell.

**Se acepta la hipótesis alternativa** de que existe diferencia significativa entre PHI y PHIA en densidad ósea D3, según resultados de Osstell.

Se hizo la comparación PHI vs PHIA en el grupo de hueso D4, según los resultados de Osstell.

### TEST T DE MEDIAS DE MUESTRAS INDEPENDIENTES

Variable	Nº de casos	Media aritmética	Desviación estándar	Error estándar de la media
PHI OSSTELL D4	2	72.2500	8.8388	6.2500
PHIA OSSTELL D4	3	64.3333	6.4485	3.7231

T de Student	1.1827
Grados de libertad	3
Significación (2 colas)	<b>p = 0.3221</b>

De acuerdo al valor de  $p=0.3221$ , **se acepta la hipótesis nula** de no diferencia entre PHI y PHIA en densidad ósea D4, según resultados de Osstell.

**Se rechaza la hipótesis alternativa** de que existe diferencia significativa entre PHI y PHIA en densidad ósea D4, según resultados de Osstell.

Se hizo la comparación PHI vs PHIA en el grupo de hueso D3, según los resultados de Periotest

### TEST T DE MEDIAS DE MUESTRAS INDEPENDIENTES

Variable	Nº de casos	Media aritmética	Desviación estándar	Error estándar de la media
PHI PERIOTEST D3	28	-4.4732	1.3877	0.2622
PHIA PERIOTEST D3	26	-4.3235	1.0989	0.2155

T de Student	-0.4374
Grados de libertad	52
Significación (2 colas)	<b>p = 0.6618</b>

De acuerdo al valor de **p=0.6618**, **Se acepta la hipótesis nula** de no diferencia entre PHI y PHIA en densidad ósea D3, según resultados de Periotest.

**Se rechaza la hipótesis alternativa** de que existe diferencia significativa entre PHI y PHIA en densidad ósea D3, según resultados de Periotest.

Se hizo la comparación PHI vs PHIA en el grupo de hueso D4, según los resultados de Periotest.

### TEST T DE MEDIAS DE MUESTRAS INDEPENDIENTES

Variable	Nº de casos	Media aritmética	Desviación estándar	Error estándar de la media
PHI PERIOTEST D4	2	-2.5500	3.7477	2.6500
PHIA PRIOTEST D4	3	-4.7133	0.9163	0.5290

T de Student	1.0351
Grados de libertad	3
Significación (2 colas)	p = 0.3767

De acuerdo al valor de **p=0.3767**, **se acepta la hipótesis nula** de no diferencia entre PHI y PHIA en densidad ósea D4, según resultados de Periotest.

**Se rechaza la hipótesis alternativa** de que existe diferencia significativa entre PHI y PHIA en densidad ósea D4, según resultados de Periotest.

## **6. DISCUSIÓN**

## DISCUSIÓN

Lachmann y cols (22) en un estudio in vitro, en el que evaluaron 8 implantes de 13x3.8mm con una distancia de 7mm entre implante e implante insertadas en costillas bovinas, utilizaron los sistemas Osstell y Periotest como sistemas de medición. Se concluyó que ambos sistemas son fiables para la medición de ISQ. En el presente estudio se evaluó 59 implantes de hélice simple y doble hélice de 12x4mm cada una de ellas con una distancia de 20mm entre sí. Ambos grupos fueron medidos por Osstell y Periotest. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos diseños de implantes, según Osstell, a diferencia de los resultados obtenidos con Periotest donde no habían diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de implante. Sin embargo ambos concluyeron en que los implantes evaluados tenían una estabilidad primaria media. A pesar de la diferencia de muestras, en el estudio desarrollado por Lachmann y el presente estudio, coinciden en que ambos sistemas son fiables.

Dos Santos y cols (23) realizaron un estudio en el que evaluaron 45 implantes con forma cilíndrica y cónica. Así mismo con 3 tipos diferente de acabado de la superficie (mecanizado, al ácido y anodizado), todos los implantes fueron de 13x5mm. Fueron implantados en bloques de polietileno de alto peso molecular. La estabilidad primaria fue medida con el sistema Osstell, y finalmente se concluyó que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre la estabilidad primaria de cada una de las superficies. A diferencia del presente estudio en el que se evaluó 59 implantes de hélice simple y doble hélice de 12x4mm. Los cuales fueron medidos por Osstell y Periotest. Para los resultados obtenidos con Osstell, sí se encontró diferencia estadísticamente significativa en la estabilidad primaria de los implantes de hélice simple y doble hélice. Sin embargo para Periotest no hubo tal diferencia. Estos estudios no tienen los mismos resultados en cuanto a las mediciones obtenidas por Osstell, a pesar de que ambos estudios evaluaran implantes largos y la muestra sea similar, probablemente sea debido a la diferencia de las superficies, las cuales fueron diferentes en cada estudio.

Kim y cols (24) utilizaron 60 implantes de 10x4mm, 30 de ellos fueron autorroscantes y los otros 30 no autorroscantes, los cuales fueron insertados en bloques de poliuretano, los cuales tenían la función de sustituir al hueso tipo II. Se utilizó a Osstell como sistema de medición. Ambos grupos tuvieron casi los mismos resultados. El estudio concluyó que no había diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos. A diferencia del presente estudio en el que se evaluó 59 implantes de hélice única y doble hélice de 12x4mm implantadas en costillas de cerdo, los cuales fueron medidos por Osstell y Periotest. A la evaluación de los resultados, en el grupo de las mediciones tomadas por Periotest, no hubo diferencias estadísticamente significativas. Sin embargo Osstell si presentó dichas diferencias. Ambos estudios tuvieron un número de muestras muy similar, y ambos evaluaron implantes largos. Podemos destacar que la diferencia radicaba no solo en el tipo de rosca, sino también en la calidad de hueso utilizado, ya que en el presente estudio la densidad fue de tipo D3 y D4. Y la media de la densidad ósea del grupo de PHI y del grupo de PHIA tuvo diferencias estadísticamente significativas.

Huang y cols (25) realizaron un estudio in vitro, con 24 modelos de hueso de mandíbula artificial. Se dividieron en dos grupos, uno de ellos tenía hueso trabecular y cortical, y el segundo grupo fue de solo hueso trabecular. Se utilizaron implantes de 13x3.75mm. Se utilizaron Osstell y Periotest como sistemas de medición y se observó que los valores de Osstell eran mayores cuando había mayor espesor del hueso cortical, sin embargo los valores de Periotest se vieron disminuidos a mayor espesor de la cortical. Estos resultados tienen cierta similitud con el presente estudio, en el que se evaluó 59 implantes de hélice única y doble hélice de 12x4mm. Ambos grupos fueron medidos por Osstell y Periotest. Los valores obtenidos con Osstell nos muestran que hay una diferencia estadísticamente significativa entre los dos tipos de implantes, dando mayor estabilidad primaria al grupo de PHI, la cual estuvo implantada en un hueso con una densidad ósea mayor que el hueso receptor de los implantes PHIA. Por tanto podemos decir que en ambos estudios, según Osstell, a mayor

calidad ósea, mayor estabilidad primaria, lo cual difiere de Periotest, que en ambos estudios no presento diferencias estadísticamente significativas.

En el estudio desarrollado por Markovic y cols (10), se evaluaron 96 implantes autorroscentes y no autorroscentes, todos de 10x4mm, los cuales fueron implantados en la región molar del maxilar superior de un total de 53 pacientes, con una densidad ósea D3 y D4. Las mediciones de los implantes fueron tomadas con Osstell, y los resultados arrojaron que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones de la estabilidad primaria de ambos tipos de implante. Por lo contrario, en el presente estudio in vitro en el que se evaluó 59 implantes de 12x4mm, de hélice única y doble hélice, fueron insertados en costillas de cerdo con densidades óseas de tipo D3 y D4. Ambos grupos fueron medidos por Osstell y Periotest. El análisis de las mediciones de Osstell demostraron que hubo diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de implantes. A pesar de que ambos grupos trataron implantes largos, los motivos al porque los resultados son diferentes puede deberse a diversos motivos. En primer lugar, el tipo de estudio, uno fue in vivo y otro in vitro. Así también puede deberse a la diferencia en el tamaño de las muestras, y por último en el tipo de rosca empleados en ambos estudios.

Kashi y cols (33) utilizaron bloques de poliuretano para sustituir huesos de tipo II y IV. Así también fueron necesarios 120 implantes de 11x3.5mm con diseño de rosca progresiva, colocados en 3 diferentes angulaciones, 0, 10 y 20 grados. Las mediciones fueron tomadas por con Osstell y Periotest. Se concluyó que, según los valores de Periotest no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los 3 grupos de diferentes angulaciones. Sin embargo para Osstell el grupo que tuvo mayor estabilidad primaria fue el de la angulación de 10 grados y con hueso tipo II. A diferencia de estos datos, el presente estudio en el que se evaluó 59 implantes (PHI, PHIA) de 12x4mm, implantados en costillas de cerdo con densidades óseas de tipo D3 y D4. Todos fueron medidos por Osstell y Periotest. El análisis de las mediciones de Osstell determinaron que hubo diferencias estadísticamente significativas, caso contrario, el análisis de los valores de Periotest no encontraron dichas diferencias. Ambos estudios concuerdan con sus resultados finales, a pesar de



la diferencia en el tamaño de la muestra, y de las angulaciones, ya que en este estudio, todos los implantes fueron colocados de forma perpendicular a la costilla.

# **7. CONCLUSIÓN**

## CONCLUSIÓN

Ante los resultados obtenidos del presente estudio se concluye lo siguiente:

A pesar de haber utilizado huesos de tipo D3 y D4, ambos tipos de implante presentaron estabilidad primaria media.

El análisis de las medidas tomadas con Osstell, reflejan que hubo mayor estabilidad primaria en los implantes con hélice única. Cabe resaltar que éstas estuvieron implantadas en hueso con una media de densidad ósea mayor a la que se utilizó para los implantes con doble hélice, lo cual pudo haber influenciado en los resultados obtenidos.

Sin embargo, el análisis de las medidas tomadas con Periotest, nos indican que no existen diferencias estadísticamente significativas en la estabilidad primaria de los dos tipos de implantes.

En el análisis de los resultados de los implantes evaluados con Osstell, en hueso D3, se observó la existencia de diferencia estadísticamente significativa entre los grupos de PHI y PHIA, atribuyendo mayor estabilidad primaria al primer grupo. Sin embargo en hueso D4, no se observan dichas diferencias.

Así pues, se realizó el análisis de los resultados de los implantes evaluados con Periotest, tanto en hueso D3 como en hueso D4, se determinó que no existen diferencias estadísticamente significativas entre los dos tipos de implantes utilizados en este estudio.

Por último, se recomienda ampliar el tamaño de la muestra para estudios futuros, y así poder tener resultados mas significativos.

## **8. BIBLIOGRAFÍA**

## BIBLIOGRAFIA

1. MacIntosh E, Chan C; Millennium Research Group. North American markets for dental implants 2011. Toronto, ON: 2003. Available from: <http://mrg.net/Products-and-Services/Reports/Dental/Dental-Implants.aspx>.
2. Lan T, Du J, Pan C, Lee H, Chung W. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Investig*. 2012; 16 (2): 363-9.
3. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:142–6.
4. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant system with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig*. 2007; 11 (3): 257-65.
5. Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent* 2010; 38: 612–20.
6. Kim SJ, Kim MR, Rim JS, Chung SM, Shin SW. Comparison of implant stability after different implant surface treatments in dog bone. *J Appl Oral Sci*. 2010; 18 (4). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1590/S1678-77572010000400016>
7. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low-density bone. *Clin Oral Implants Res* 2001;

- 12: 423–32.
8. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2: 85–92.
  9. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 474–80.
  10. Markovic A, Calvo-Guirado JL, Lazic Z, Gómez-Moreno G, Calasan D, Guardia J, Colic S, Aguilar-Salvatierra A, Gacic B, Delgado-Ruiz R, Janjic B, Misic T. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013; 15 (3): 341-9.
  11. Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol* 2009; 35: 130-5.
  12. Kim DR, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Kim SH. Self-cutting blades and their influence on primary stability of tapered dental implants in a simulated low-density bone model: a laboratory study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 112: 573–80.
  13. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 333–40.
  14. Moon SH, Um HS, Lee JK, Chang BS, Lee MK. The effect of implant shape and bone preparation on primary stability. *J Periodontal Implant Sci* 2010; 40: 239–43.
  15. Olate S, Chaves Netto HD, Kluppel LE, Mazzonetto R, de Albergaria-Barbosa JR. Mineralized tissue formation associated with 2 different dental implant designs: histomorphometric analyses performed in dogs. *J*

- Oral Implantol 2011; 37: 319–24.
16. Toyoshima T, Wagner W, Klein MO, Stender E, Wieland M, Al-Nawas B. Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011; 13: 71–8.
  17. Del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implant-induced strain distribution: a numerical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12: 200–10.
  18. Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, Nat R, Al-Nawas B, Wagner W. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 560–66.
  19. Hong J, Lim YJ, Park SO. Quantitative biomechanical analysis of the influence of the cortical bone and implant length on primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23 (10): 1193-7.
  20. Meredith N, Friberg B, Sennerby L, Aparicio C. Relationship between contact time measurements and PTV values when using the Periotest to measure implant stability. *Int J Prosthodont* 1998; 11:269–275.
  21. Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17 (1): 75-9.
  22. Dos Santos M, Elias C, Cavalcanti J. The effects of superficial roughness and desing on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011; 13 (3): 215-23.

23. Kim YS, Lim YJ. Primary stability and self-tapping blades: biomechanical assessment of dental implants in medium-density bone. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22 (10): 1179-84.
24. Huang HL, Chang YY, Lin DJ, Li YF, Chen KT, Hsu JT. Initial stability and bone strain evaluation of the immediately loaded dental implant: an in vitro model study. *Clin oral Implants Res.* 2011; 22 (7): 691-8.
25. Trisi P, De Benedittis S, Perfetti G, Berardi D. Primary stability, insertion torque and bone density of cylindrical implant ad modum Branemark: Is there a relationship? An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22 (5): 567-70.
26. Levin L, Frankenthal S, Zigdon H, Suzuki M, Coelho P. Novel implant design for initial stability of dental implants inserted in fresh extraction sockets: a preliminary study. *Implant Dent.* 2012; 21 (4): 302-5.
27. Orsini E, Giavaresi G, Triré A, Ottani V, Salgarello S. Dental implant thread pitch and its influence on the osseointegration process: an in vivo comparison study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2012; 27 (2): 383-92.
28. Gulay G, Asar NV, Tulunoglu I, Turkyilmaz I, Wang HL, Tozum TF. Primary stability/mobility of 1-stage and 2-stage dental implants: a comparative in vitro study. *Implant Dent.* 2012; 21 (6): 461-6.
29. Ribeiro-Rotta R, De Oliveira R, Dias D, Lindh C, Leles C. Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites part 2: correlation with bone classification and primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25 (2): 47-53.
30. Deli G, Petrone V, De Risi V, Tadic D, Zafiroopoulos GG. Longitudinal implant stability measurements based on resonance frequency analysis



after placement in healed or regenerated bone. J Oral Implantol. 2014; 40 (4): 438-47.

31. Sun-Young L, Sung-Jun K, Hyun-Wook A, Hyun-Seung K, Dong-Guk H, Kyung-Ho R, Kwang-Bum P. The effect of the thread depth on the mechanical properties of the dental implant. J Adv Prosthodont. 2015; 7 (2): 115-21.

32. Kashi A, Gupta B, Malmstrom H, Romanos GE. Primary stability of implants placed at different angulations in artificial bone. Implant Dent. 2015; 24 (1): 92-5.

# 9. ANEXOS

## 9.1 ANEXO N° 1

COSTILLA N°	AFR (Osstell)			VP (Periotest)				Densidad Ósea			Observaciones
	0°	90°	Media				Media	Mesial	Distal	Media	
PHI 12X4 (Hélice única)											
PHIA 12X4 (Doble hélice)											

### Donde:

PHI 12X4: Implante de hélice única de 12x4mm

PHIA 12X4: Implante de doble hélice de 12x4mm

Observaciones: En este cuadro se pondrá el tipo de densidad ósea.